

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA TEP KYČELNÍHO KLOUBU – TYP SANTORI

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF TOTAL HIP REPLACEMENT – TYPE SANTORI

DIPLOMOVÁ PRÁCE

DIPLOMA THESIS

AUTOR PRÁCE

PAVEL HUŤKA

AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE

Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

SUPERVISOR

BRNO 2008

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2007/08

ZADANÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Huťka Pavel

který/která studuje v **magisterském studijním programu**

obor: **Aplikovaná mechanika (3901T003)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem 5.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním Řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

Deformační a napět'ová analýza Tep kyčelního kloubu – typ Santori

v anglickém jazyce:

Stress - strain analysis of total hip replacement – type Santori

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Přestože totální endoprotéza kyčelního kloubu je nejdéle vyvíjenou a nejčastěji aplikovanou TEP, není její vývoj dosud ukončen. V klinické praxi se stále objevují nové typy TEP kyčelního kloubu. Ke komplexnímu posouzení TEP je nezbytná také deformačně napět'ová analýza.

Cíle diplomové práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Určení zatížení TEP na úrovni výsledného silového působení.
3. Vytvoření geometrického modelu proximálního konce femuru s dřikem Santori.
4. Vytvoření výpočtového modelu proximálního konce femuru s dřikem Santori.
5. Provedení výpočtů a deformačně napět'ové analýzy výsledků řešení.

Seznam odborné literatury:

- [1] Čihák, R.: Anatomie 1. Praha, Avicenum, 1987
- [2] Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D.: Základy ortopedie, Triton 2001
- [3] Valenta, J.: Biomechanika člověka, svalově kosterní systém, Díl2, Praha, Vydavatelství ČVUT, 1997
- [4] Sinělnikov, R. D.: Atlas anatomie člověka I, Avicenum, Praha, 1980
- [5] Dungal, P., a kol.: Ortopedie, Grada Publishing a.s., Avicenum, Praha, 2005, ISBN 80-247-0550-8

Vedoucí diplomové práce: Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2007/08.

V Brně, dne 27.11.2007



prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

doc. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.
Děkan fakulty

LICENČNÍ SMLOUVA

POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Pavel Huťka

Bytem: Záhumení 624, 763 63 Halenkovice

Narozen/a (datum a místo): 13.01. 1984, Zlín

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta strojního inženýrství

se sídlem Technická 2896/2, 602 00 Brno

jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:

Ing. Zdeněk Florian, CSc.

(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
 - ☐ diplomová práce
 - ☐ bakalářská práce
 - ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
- (dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Deformačně napěťová analýza TEP kyčelního kloubu – typ Santori

Vedoucí/školicitel VŠKP: Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Datum obhajoby VŠKP:

VŠKP odevzdal autor nabyvateli v*:

- ☐ tištěné formě – počet exemplářů: 2
- ☐ elektronické formě – počet exemplářů: 1

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.
4. Autor potvrzuje, listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ☐ ihned po uzavření této smlouvy
 - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
 - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
 - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
 - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne:

.....
Nabyvatel

.....
Autor

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ:

Prohlašuji, že jsem celou diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením Ing. Zdeňka Floriana, CSc. a s použitím odborné literatury.

V Brně 21.5.2008

.....

PODĚKOVÁNÍ:

Rád bych na této stránce poděkoval mému vedoucímu diplomové práce Ing. Zdeňku Florianovi CSc. za jeho ochotu cenné rady a připomínky k této diplomové práci. Také bych chtěl velmi poděkovat Ing. Tomáši Návratovi PhD. za jeho čas, spoustu rad a poskytnutých materiálů. A v poslední řadě chci poděkovat své rodině a hlavně rodičům, kteří mi umožnili studovat a celou dobu mě podporovali.

ABSTRAKT

Předložená diplomová práce pojednává o deformačně napěťové analýze proximálního konce femuru s aplikovanou totální endoprotézou kyčelního kloubu – zkráceného typu. K určení deformace a napjatosti bylo použito výpočtového modelování metodou konečných prvků. Byly vytvořeny dva výpočtové modely TEP – typ Santori a typ DePuy Proxima. Model geometrie Santori byl vytvořen na nízké úrovni modelu geometrie pomocí rentgenového snímku. Základem pro model geometrie typu DePuy Proxima byl reálný dřík endoprotézy, který byl naskenován na scanneru ATOS. Geometrie obou těchto endoprotéz byly upraveny v programu Rhinoceros 4.0 a dále zpracovány v programu CatiaV5R17. Data pro model geometrie femuru byla získána z CT řezů. Model materiálu femuru byl vytvořen ve dvou variantách. První zohlednila strukturu kostních tkání, druhá byla vytvořena pomocí Gruenových zón. Dřík byl zatěžován staticky ekvivalentní silovou výslednicí stykové síly působící v kyčelním kloubu.

Výpočtový model soustavy a vlastní řešení, včetně vykreslení výsledků bylo provedeno ANSYS Workbench 11.0, pro čtyři modelové varianty.

ABSTRACT

Submitted Diploma thesis deals with stress-strain analysis of deformation proximal end of femur with applied total hip joint endoprosthesis (replacement) – shortcut type. To identify deformation and tensility (stress) was used computational simulation by method of final elements. Have been created two computational models TEP- type Santori and type DePuy Proxima. Geometry model Santori was created on low level model geometry through the use of X-ray photograph. Principle of geometry model type DePuy Proxima was real Femoral stem endoprosthesis which was scanned on scanner ATOS. Geometry of both these replacements were set up in program Rhinoceros 4.0 and then execute in program CatiaV5R17. Data for geometry model of femur were gained from CT chains. Material model of femur have been crated in two variants. The first one looks at structure bone tissues and the second one were created by Gruen's zones. Femoral Stem was weighted by static equivalent resultant force acting in hip joint.

Computational model of system and self solution, including depiction results, was done by ANSYS Workbench 11.0 for four model variants.

KLÍČOVÁ SLOVA

Napěťově deformační analýza, totální endoprotéza kyčelního kloubu, model geometrie, model materiálu, model zatížení, model vazeb, zatížení v kyčelním spojení, výpočtový model, osteoartróza, historie endoprotéz, anatomie kyčelního kloubu.

KEY WORDS

Stress-strain analysis, total hip replacement, model of geometry, model of material, model of loads and displacement, load in the hip joint, solution model, osteoarthritis, history of hip joint, anatomy of hip joint.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

HUŤKA, P. *Deformačně napěťová analýza TEP kyčelního kloubu – typ Santori*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. XY s. Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

OBSAH

1. ÚVOD	13
2. PROBLÉMOVÁ SITUACE	14
3. FORMULACE PROBLÉMU	15
4. CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE.....	15
5. METODA ŘEŠENÍ.....	16
6. SYSTÉM PODSTATNÝCH VELIČIN.....	18
6.1. Vstupní veličiny.....	18
6.2. Nezávislé veličiny.....	18
6.3. Závislé veličiny:	19
7. REŠERŠNÍ STUDIE.....	19
7.1. Rešeršní studie dostupné literatury	19
7.2. Typy kyčelních náhrad	22
7.3. Historie endoprotéz.....	24
8. ANATOMIE Z HLEDISKA ŘEŠENÉHO PROBLÉMU	26
8.1. Roviny a směry v lidském těle	26
8.2. Pohyby v kloubech	27
8.3. Stavba kostí	27
8.3.1. Dělení kostí	28
8.3.2. Skladba kostí.....	30
8.4. Anatomie kyčelního kloubu	30
8.4.1. Kost stehenní.....	30
8.4.2. Pánev.....	32
8.4.3. Kyčelní kloub.....	34
9. PŘÍČINY POUŽITÍ TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZY	36
9.1. Osteoartróza.....	36
9.1.1. Příčiny osteoartrózy	36
9.1.2. Projevy a průběh osteoartrózy.....	37
9.1.3. Léčba osteoartrózy	37
10. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU	38
10.1. Model geometrie.....	38
10.1.1. Model geometrie proximální části femuru	38

10.1.2. Geometrie TEP (totální endoprotézy) – typ SANTORI	39
10.1.3. Model geometrie TEP – DePuy Proxima	41
10.1.4. Model kortikální a spongiózní kosti	42
10.1.5. Vytvoření modelu geometrie soustavy TEP – kost (poloha TEP)	42
10.1.6. Rozdělení modelu geometrie femuru na Gruenovy zóny	43
10.1.7. Vytvoření modelu geometrie soustava TEP – kost (Gruenovy zóny)	43
10.2. Konečnoprvkový model	43
10.2.1. Obecný popis použitých prvků	44
10.2.2. Konečnoprvková síť soustavy	44
10.3. Model materiálu	45
10.3.1. Materiálové charakteristiky kosti	45
10.3.2. Materiálové charakteristiky TEP	47
10.4. Model zatížení a vazeb	48
10.4.1. Model zatížení	48
10.4.2. Model vazeb, nastavení kontaktní dvojice	54
11. REALIZACE VÝPOČTU	55
12. PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ	56
12.1. Presentace výsledků	56
12.1.1. Posuvy v ose X	56
12.1.2. Posuvy v ose Y	57
12.1.3. První hlavní napětí σ_1	59
12.1.4. Třetí hlavní napětí σ_3	60
12.1.5. Redukované napětí HMH (TEP Santori, DePuy Proxima)	61
12.1.6. Intenzita přetvoření	63
12.1.7. Kontaktní tlak (FRICTIONAL)	64
12.2. Analýza výsledků	66
13. ZÁVĚR	68
14. POUŽITÁ LITERATURA	69
15. SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK	70
15.1. Použité symboly	70
15.2. Použité zkratky:	71

1. ÚVOD

Současný styl života člověka vede na jedné straně k pohodlnému způsobu života a na druhé straně ke stresu a k různým druhům onemocnění, které jsou způsobeny nevhodnou stravou, nízkou pohyblivostí a všeobecnou leností člověka.

V dnešní době se ani tak neohlížíme na svoje zdraví, ale spíše na kariéru a peníze, kterým podřizujeme vše. Jsme schopni vysedávat dlouho v kanceláři, případně doma u televize a když už můžeme relaxovat sportem a podobnými zdravými aktivitami, sedíme doma u televize.

Nevhodná strava, která je významná pro současnost je jedním z největších problémů lidstva, způsobuje nadváhu, která vede mimo jiné i k přetěžování kyčelních kloubů, jejich opotřebení, následnému omezení rozsahu pohybu a bolestivosti.

Kloubní onemocnění se v současné době začínají dostávat do popředí zájmu a stávají se velkým problémem pro celou společnost. Jejich počet neustále vzrůstá a počátky onemocnění jsou klasifikovány ve více mladším věku.

Mezi nejproblematictější patří Artróza a Osteoporóza. Osteoporóza se projevuje řídnutím kostní tkáně, v kostech se vytvářejí póry, dochází k úbytku vápníku a jiných minerálů, což zvyšuje náchylnost kostí k lámání, které je nebezpečné zejména u krčku kyčelní kosti.

Dalším významným onemocněním je Artróza, která se projevuje úbytkem kloubní chrupavky, v pokročilém stádiu se může stát, že chrupavka zcela vymizí a tím se pohyb stává velmi bolestivý, což člověka omezuje v jeho životě a v konečné fázi mu pohyb zcela znemožňuje. Toto onemocnění nelze léčit, lze pouze degenerativní procesy zpomalit a tím odsunout rozvoj onemocnění do pozdějšího věku. Pokud je ovšem již Artróza v pokročilém stavu, jediným řešením je implantace náhradní kloubu tzn. totální endoprotézy, které se budou věnovat ve své diplomové práci.

2. PROBLÉMOVÁ SITUACE

Ačkoliv mají totální endoprotézy dlouhou historii, stále se nedaří odstranit jejich negativní některé negativní vlivy. Mezi tyto problémy patří především otěr, který je významný pro TEP, dále životnost, která se pohybuje okolo 15 let, a v neposlední řadě sem patří poměrně dlouhý pobyt pacienta na lůžku a taktéž dlouhá doba rekonvalescence. Tyto aspekty jsou jednak nepohodlné pro pacienta, ale taktéž ekonomicky náročné pro celý zdravotní systém. Logickým vyústěním těchto problémů je to, že se tyto problémy snaží vývojoví pracovníci omezit případně minimalizovat.

V současnosti se ukazuje, že by se následující vývoj mohl ubírat směrem ke zmenšujícím se rozměrům endoprotéz. Tyto menší endoprotézy mají tu výhodu, že tolik nepoškozují stehenní kost a doba rekonvalescence je oproti klasickým náhradám poměrně krátká. Navíc implementace endoprotézy vyžaduje menší řez, což má pochopitelně vliv na velikost jizvy po operaci.

Krátké endoprotézy mají řadu výhod, ale také problematických otázek, na které nelze najít jednoznačnou odpověď. V minulosti se u spousty endoprotéz začal objevovat problém s jejich postupným uvolňováním ze stehenní kosti, dá se očekávat, že vzhledem k poměrně malé ploše endoprotézy a kyčelní kosti bude tento problém jeden z prioritních k díky kterému lze endoprotézu posoudit. Je také otázkou, jestli zmenšením endoprotézy zůstala zachována její schopnost přenášet zatížení. Posouzení těchto otázek je velmi náročné a zdlouhavé. Jediným dostupným způsobem jak alespoň na některé otázky odpovědět je deformačně napěťová analýza totální endoprotézy kyčelního kloubu.

3. FORMULACE PROBLÉMU

Deformačně napěťová analýza totální endoprotézy kyčelního kloubu.

4. CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE

Cílem diplomové práce je provést rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému, vytvořit model geometrie TEP a model geometrie proximální část stehenní kosti (femuru). Tyto komponenty uspořádat do soustavy (TEP a proximální část femuru) a vytvořit výpočtový model. Následuje deformačně napěťová analýza TEP v programu ANSYS Workbench 11.0. V průběhu práce jsem se rozhodl i pro provedení deformačně napěťové analýzy TEP typu DePuy Proxima, neboť tato TEP vychází z typu Santori, který má 10 let klinických zkušeností. Vzhledem k tomu, že je vyslán grantový projekt pro rok 2009, který se má dále zabývat krátkými TEP, měla by tato práce sloužit k pozdějšímu porovnání mezi dalšími diplomovými pracemi.

5. METODA ŘEŠENÍ

Pro řešení výše uvedeného problému můžeme využít několik metod modelování

- analogové modelování
- podobnostní modelování
- experimentální modelování
- výpočtové modelování

Analogové modelování

Tento způsob modelování se vyznačuje odlišnými materiálovými a strukturními vlastnostmi reálného a modelového objektu. Fyzikální procesy, které probíhají v obou objektech mají rozdílnou fyzikální podstatu, ale matematický popis je podobný.

Podobnostní modelování

Je založeno na využití základního zákona podobnostního modelování (existenci invariantů podobnosti). Modelovým objektem je pomocný materiálový objekt, který je s reálným objektem podobný geometricky, materiálově i strukturně a děje v něm probíhající mají stejnou fyzikální podstatu jako v reálném objektu. Oba objekty musí mít shodná podobnostní čísla.

Experimentální modelování

V případě experimentálního řešení vytvoříme model spojení dřívku endoprotézy s kostí. Kost a endoprotézu nahradíme materiálem stejného tvaru. Po obvodu kosti nalepíme tenzometry a kost zatížíme. Po přepočtu dostaneme výsledné napětí v měřených místech.

Nevýhodou této metody je obtížné sestrojení výpočtového modelu, navíc dostaneme výsledky pro jeden typ zatížení.

Výpočtové modelování

V našem případě je nejpoužívanější metodou metoda konečných prvků (MKP). Její princip spočívá v diskretizaci spojitého kontinua do určitého (konečného) počtu prvků, přičemž zjišťované parametry jsou určeny v jednotlivých uzlových bodech.

I když je metoda známa již dlouhou dobu, její využití se dosáhlo teprve s nástupem moderní výpočetní techniky, ovšem i dnes může výpočet trvat několik dní.

Obrovská výhoda spočívá v tom, že nejste omezeni geometrií, materiálovými vlastnostmi, resp. složitostí modelu materiálu a vazbami. I když změna modelu může být poněkud delší, je to pořád mnohonásobně levnější a rychlejší, než výroba reálného modelu, který můžeme využít pro experimentální modelování.

Při řešení totální endoprotézy bychom sestrojili model geometrie dané TEP a proximální část femuru, tyto komponenty uspořádaly do sestavy, aby odpovídaly reálnému pohledu. Dále bychom vytvořili síť těles, přiřadili materiál a zadali okrajové podmínky a spustili výpočet.

Výběr metody řešení daného problému

Pro námi zkoumaný případ jsem zvolil numerickou metodu MKP, vzhledem k výše popsaným výhodám. V našem případě nepřichází experimentální řešení v úvahu, protože by bylo velmi drahé a obtížné, navíc nemáme dostupné prostředky pro tento typ výzkumu ani potřebné zkušenosti a informace.

Pomocí systému ANSYS Workbench 11.0 můžeme provést poměrně přesný výpočet s mnoha variantami jak modelu, tak zatížení. Pomocí programu ANSYS lze řešit nejen úlohy našeho typu, ale také úlohy s tepelným zatížením, rotorové soustavy, akustiku, lineární a nelineární úlohy.

6. SYSTÉM PODSTATNÝCH VELIČIN

K úspěšnému a správnému vyřešení problému je nutné na dané rozlišovací úrovni udělat rozvahu, které prvky jsou pro řešení podstatné. Opomenutí některého z nich vede k zavádějícím a chybným závěrům – k nevyřešení problému. Naopak zahrnutí prvku, který nemá pro danou rozlišovací úroveň vliv na výsledek znamená zbytečné zkomplikování a prodloužení výpočtových časů. Abychom se těmto problémům vyhnuli, je nutné zavést systém podstatných veličin.

6.1. Vstupní veličiny

Pro korektní řešení daného problému je nutné určit tyto vstupní údaje:

- veličiny popisující geometrii objektu
- okolí a vše co je s okolím spjato z hlediska řešeného problému
- veličiny popisující vazby řešeného objektu na okolí a na nich probíhající interakce
- veličiny, které vyjadřují takovou aktivaci objektu z jeho okolí, která vyvolává na povrchu nebo uvnitř objektu nějaké procesy
- veličiny ovlivňující objekt z okolí, které ale nezpůsobí žádné procesy
- veličiny vyjadřující vlastnosti struktury objektu, na kterém se řeší problém
- projevy a chování objektu a jejich důsledky
- parametry, do nichž se objekt dostává díky důsledku procesů
-

6.2. Nezávislé veličiny

- veličiny popisující rozměry a tvar distálního konce femuru
- veličiny popisující tvar, povrch a rozměry totální endoprotézy
- veličiny popisující rozměry a tvar kortikální a spongiózní kosti
- materiálové charakteristiky
- vazby těles s okolím
- zatížení těles (velikost a způsob)

6.3.Závislé veličiny:

- posuvy
- napětí
- kontaktní tlaky na stykových plochách

7. REŠERŠNÍ STUDIE

7.1.Rešeršní studie dostupné literatury

(1) Nemocniční speciál – číslo 7/ročník 2

V článku „Konzervativní typy kyčelních náhrad“ je rozhovor s panem prof.MUDr Karlem Koudelkou, CSc., který působí jako přednosta ortopedie a traumatologie pohybového ústrojí LF UK a FN Plzeň. Popisuje jaké jsou výhody krátkých kyčelních náhrad a popisuje rozdíl mezi krátkou a klasickou endoprotézou. Dále bych zde uvedl článek „Nový necementovaný implantát“, ve kterém je popis TEP typu DePuy PROXIMA, který vychází z implantátu Santori. Dále jsou zde uvedeny výhody TEP typu PROXIMA.

(2) http://www.fnsपो.cz/organizace/tiskove_zpravy/2007_03_08_001.html

Článek fakultní nemocnice Ostrava popisuje pooperační stav dvou pacientů – starší ženy a mladého muže 21 let, který trpěl Bechtěrevovou chorobou. Tento mladý muž má oba implantáty kyčelního kloubu, kde jeden je cementovaný a druhý ne. Pacient říká, že kdyby se měl postavit na jednu nohu, vybere si tu necementovanou, která je silnější.

(3) <http://www.qmagazin.cz/zdravi/totalni-endoprotezy-maximalni-zivotnost.html>

V článku je uvedeno co to znamená „totální endoprotéza“, jaké zatížení působí na kyčelní kloub a jaké vlastnosti by měla endoprotéza mít, tzn. dlouhou životnost a umožnit pacientovi co nejméně omezený pohyb. Dále se článek zabývá „otěrem“, který vzniká protilehlým pohybem částí umělého kloubu. Na konci je uvedeno v jakých případech se endoprotéza používá.

(4) http://www.tiscali.cz/wome/wome_center_031124.670876.html

Zde je uveden stručný popis miniinvazivní metody Zimmer TEP kyčelního kloubu. Dále jsou zde uvedeny výhody této metody a který pacient je pro tuto metodu vhodný. Také je zde uvedeno co je kyčelní kloub a jak ho lze léčit.

(5) <http://www.orthes.cz/orthes.htm>

Společnost OTHERS se na svých stránkách zabývá seznámení veřejnosti s nabídkou svých služeb, dále představením pracovníků a představením regionu ve kterém se nachází. V neposlední řadě se zabývá anatomií nejenom kyčelního, ale také kolenního kloubu a onemocněním, které s danou problematikou souvisí.

(6) <http://www.cls.cz/dokumenty2/os/t206.rtf>

V uvedené práci se pan MUDr. Václav Štědrý zabývá pojmem totální endoprotéza kyčelního kloubu. Na začátku je stručná historie vývoje TEP. Dále popisuje indikaci, kontraindikaci a komplikace které se můžou vyskytnout během operace a pooperační doby u pacienta. V neposlední řadě se zabývá pooperačním ošetřením, ve kterém je zahrnuto jak by se měl pacient po operaci chovat a co je možné z anatomického hlediska.

(7) http://www.nemocnice-vs.cz/download/totalni_endoproteza_kyčelního_kloubu_01.pdf

Dokument nemocnice Vsetín se zabývá totální endoprotézou kyčle. Je zde uveden stručný popis kloubního onemocnění Artróza, dále rozdělení totálních endoprotéz, indikace, předoperační příprava, operace, pooperační léčba a na závěr jsou uvedeny cviky, které je nutno provádět po implantaci TEP.

(8) <http://www.beznoska.cz/indexm.php?a=katalog&m=8&k=20&r=1&lan=cz>

Tyto stránky nás seznamují s představením služeb firmy BEZNOSKA, která má centrálu v Kladně, ale působí v celém regionu ČR a v současné době i na Slovensku. Tato firma se zabývá výrobou TEP kyčelního, kolenního kloubu, nástroji pro opracování kostí a revizními systémy. Tato společnost byla založena před 15 lety a je držitelem několika patentů.

(9) <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=3>

Na uvedené stránce nalezneme produkty společnosti MEDIN, a.s., která má centrálu v Novém Městě na Moravě a byla založena v roce 1949. Mimo nástrojů pro humání lékařství všech oborů se také zabývá TEP kyčelního kloubu.

(10) ORTOPEDIE , Pavel Dungal a kolektiv

Kniha zabývající se problémem ortopedie. Tato kniha poskytuje zdroj informací nejen lékařům z oboru ortopedie, ale také lékařům, které s tímto tématem souvisí, jako je např. traumatologie, všeobecná chirurgie, revmatologie, onkologie atd.

(11) ANATOMIE I , Radomír Čihák

První část knihy pana profesora Čiháka se zabývá celým pohybovým aparátem člověka. Druhé vydání je doplněno o variabilitu kostí a svalů a o některé vývojové aspekty. V knize najdeme rozsáhlou ilustraci přes 400 barevných obrázků.

(12) http://www.nszmostiste.cz/index.asp?levl=630300802&menu_id=0160&lang_=CZ

Na uvedených webových stránkách Nemocnice Svaté Zdislavy ve Velkém Meziříčí je popsán průběh operace totální endoprotézy kyčelního kloubu. Dále je popsán velmi stručně postup implantaci cementované a necementované TEP.

(13) <http://www.jaksekdeleci.cz/vitejte.php>

Webové stránky „jaksekdeleci“ nalezneme statistické informace o vybraných typech a parametrech léčby v českých nemocnicích. První vybranou oblastí na těchto stránkách byly porody. Další pro nás zajímavou oblastí je totální endoprotéza kolene a také kyčelního kloubu. Lze možno zvolit období, tzn. ve kterém roce byly operace provedeny, dále kraj, město, zdravotnické zařízení, věková skupina, typ operace a složitost případu.

(14) <http://www.ortopedie-fyzioterapie.cz/>

Uvedené webové stránky představují společnost pana Profesora Čecha. Je zde představena nabídka služeb v oblasti ortopedie, tzn. že kromě jiného také náhradami kyčelního kloubu. Najdeme zde i rozsáhlou fotogalerii z implantace necementované totální endoprotézy kyčelního kloubu.

7.2. Typy kyčelních náhrad

Co je to endoprotéza a nejčastěji prováděné náhrady

Endoprotéza je v podstatě náhrada poškozeného kloubu. Poškození kloubu vzniká v důsledku degenerativního onemocnění (např. artróza), vrozenou vadou (např. achondroplazie) nebo poraněním. V současné době se nejčastěji mluví o kyčelním a kolením kloubu, které jsou nejvíce namáhány, ale byly také zkonstruovány náhrady horních končetin tzn. ramenní, loketní, zápěstní kloub.

Typy kyčelních náhrad

Femorální endoprotézy se dělí do dvou základních skupin dle rozsahu náhrady:

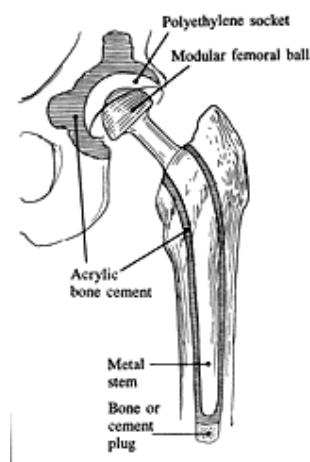
- **Cervikokapitální (částečné)** – patří mezi vývojově starší endoprotézy, nahrazují jen hlavici a krček, nikoliv jamku. Používá se v případě, že jiná část kloubu je plně funkční. Její životnost je nižší než u TEP, ale zákrok je podstatně méně náročný.
- **Totální (úplné)** – všechny plochy jsou nahrazeny, TEP tvoří dřík, hlavice a jamka. Dochází k nahrazení celého kloubu. Jsou to vývojově novější implantáty.

Dále je dělíme dle fixace endoprotézy ke kostnímu lůžku:

- **Cementovaná náhrada** – k ukotvení komponent využívá kostní cement. Pomocí kostního cementu se ukotví jak endoprotéza do kosti, tak jamka. Dlouhodobější zkušenosti poukazují na to, že upevnění TEP pomocí kostního cementu není vhodné zejména pro pacienty mladšího aktivního věku. Po 10-15 letech života totiž dochází k uvolňování jamky.



Obr. 6.2.1 RTG
(cementovaná)

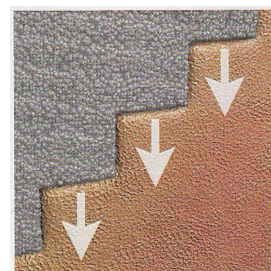


Obr 6.2.2
Schéma(cementovaná)

- **Necementovaná náhrada** – v současné době je všeobecně rozšířeno použití náhrad, které se konstruují tak, aby nebylo nutné použít kostní cement. Například DePuy – Proxima je ukotven do kosti pomocí speciálního povrchu, do kterého zarůstá kost. Tyto náhrady jsou vhodnější pro mladé aktivní pacienty.



Obr. 6.2.3
Necementovaná TEP
DePuy Proxima

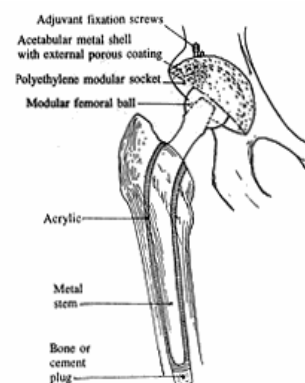


Obr. 6.2.4
Schůdky pro zarůstání
kosti implantátu DePuy
Proxima

- **Hybridní náhrada** – jde o takovou endoprotézu, kdy jedna komponenta je připevněna pomocí cementu (obvykle endoprotéza) a další komponenta je připevněna bez použití cementu (obvykle jamka).



Obr. 6.2.5
RTG TEP hybridní



Obr. 6.2.6
Schéma TEP hybridní

Totální endoprotéza TEP se skládá z jamky, hlavice a dříku. Dřík je zaveden do femorálního kanálu stehenní kosti a je vyráběn z různých slitin vysoko pevnostních materiálů, které jsou současně biologicky sloučitelné, patří sem zejména slitiny titanu, kobaltu, chromu. Na krček dříku je nasazena hlavice, která je podobného nebo stejného složení materiálu jako dřík. Hlavice může být tak vyrobena ze speciální keramiky. Zvláště vysoký důraz je kladen na hladký povrch hlavice, protože čím hladší je povrch, tím je životnost TEP delší, nedochází totiž k velkým otěrům. Částice otírané z povrchu umělého kloubu se hromadí v okolí kloubu a mohou způsobit jeho uvolnění.

Jde především o kontakt kov – kov (kovová hlavice je zasazena do kovové jamky), kdy jsou oba povrchy vyrobeny ze slitiny kobaltu a chromu. Dále je to kombinace keramika – keramika (keramická hlavice se pohybuje v keramické jamce) a v současné době je nejvíce používáno spojení polyethylen – kov (kovová hlavice se pohybuje v polyethylenové jamce).

Poslední komponentou zmíněnou výše je jamka. Tato jamka nahrazuje funkční povrch postiženého kyčelního kloubu. Jamky jsou ukotveny buď pomocí cementu a nebo jsou bezcementové. V případě ukotvení pomocí cementu je jamka složena pouze z jedné části, v případě bezcementového ukotvení je jamka složena ze dvou částí.

7.3.Historie endoprotéz

Pod pojmem endoprotéza si každý představíme náhradu poškozeného kyčelního kloubu. Byly zhotoveny náhrady jak horních (ramenní, loketní, prstní, zápěstní), tak dolních končetin (kyčelní, kolenní). Taková možnost znamená pro miliony lidí návrat do normálního života.

Nahradit kyčelní kloub se lékaři snažili už po staletí. Problém byl ovšem v tom, že nemohli najít vhodné materiály, které by umožnili tuto problematiku vyřešit. Vyzkoušeli mnoho různých kovů, ale žádný nebyl vhodný, dokonce ani zlato z důvodu, že se jedná o měkký kov se nedalo použít. Žádný z materiálů kromě biologické slučitelnosti nesplňoval dvě základní podmínky. Ty jsou hladký povrch a vysoká pevnost. Je potřeba brát v úvahu, že kyčelní kloub je velmi namáhán. Je vystaven vysokému zatížení, které se rovná převyšující hmotnosti člověka a musí docházet k minimálnímu tření.

V roce 1925 bostonský lékař pan M. N. Smith-Peterson vytvořil ze skla dutou polokouli, která měla nahradit kloubní jamku. Sklo splňovalo podmínku dokonale hladkého povrchu, ale nevydrželo požadovaný tlak, který v kloubním spojení působí.

Dramatický zvrat přišel v roce 1936. V této době vědci vyrobili slitinu kobaltu a chromu a tato slitina se v ortopedii začala okamžitě používat. Vyrobený materiál byl dostatečně pevný a

leštitelný, ale bohužel se vyskytl problém s hladkostí. Náhrady nesplňovaly takové snížení bolesti, jak se očekávalo, protože se právě nedosáhlo vysoké hladkosti povrchu.

Dva američtí lékaři Frederick R. Thomson a Austin T. Moore zhotovili nezávisle na sobě hlavičku stehenního kloubu. Tato hlavička měla stopku, pomocí které se upevňovala do dutiny stehenní kosti. Tento způsob se stal po určitou část doby okulární, ovšem později se ukázalo, že také není vhodný mimo jiné i proto, že se náhrada začala uvolňovat.

V roce 1942 se dva francouzští lékaři, bratři Jean a Robert Judetovi dozvěděli o pryskyřicích, které se začaly používat v zubní technice. Tito bratři zkusili pokrýt hlavici kloubu výše zmíněnou

pryskyřicí, aby dosáhli dokonale hladkého povrchu, což se jim podařilo, ale ukázalo se, že pryskyřice dlouho nevydrží. Nicméně tento experiment přivedl amerického lékaře Edwarce J. Habouche upevnit náhradu do kosti touto pryskyřicí.

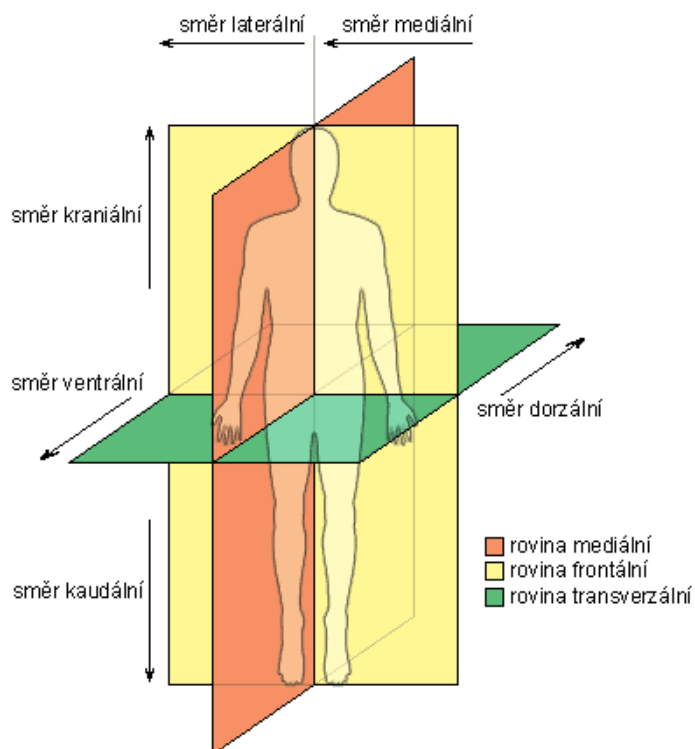
V Anglii se kyčelní náhradou zabýval lékař John Charnley. V roce 1958 se pokusil pro výrobu jamky použít materiál teflon, který se vyznačuje velmi nízkým součinitelem třením a velmi dobrou dosažitelností hladkého povrchu. Doufal, že teflon bude vhodný ke kombinaci hlavička a kovová jamka, ovšem ani tato kombinace nesplnila očekávání, a proto nahradil teflon polyethylenem., který fungoval velmi dobře. K fixaci jamky i hlavičky využil polymetylmetakrylát, který je známý jako zubní cement. Zrození totální endoprotézy, královna Alžběta povýšila Johna Charnleye za tento objev do rytířského stavu. Ještě bych poznamenal, že tato náhrada vydržela někomu i 30 let.

U nás se používání totální endoprotézy datuje od roku 1969. Koncem roku 1981 bylo vyhodnoceno na I. ortopedické klinice v Praze s odstupem 6. až 13. let prvních 100 implantovaných náhrad. Vedle technických poznámek a chyb zde byly uvedeny také pooperační komplikace a byly vyhodnoceny nálezy, které zapříčiňují budoucí uvolnění komponenty.

Postupem doby se ukázalo u velkého množství pacientů, že dochází po 10 až 15 letech k uvolnění jamky, proto se zejména pro mladé pacienty hledalo nové řešení. Tímto řešením bylo použít necementovanou náhradu. Toto řešení se začalo používat od roku 1977.

8. ANATOMIE Z HLEDISKA ŘEŠENÉHO PROBLÉMU

8.1. Roviny a směry v lidském těle



Roviny:

Rovina mediální - střední; svislá rovina procházející středem těla a dělící ho na dvě symetrické poloviny

Rovina sagitální - všechny roviny rovnoběžné s rovinou mediální

Rovina frontální - roviny svislé, rovnoběžné s čelní kostí, kolmé na rovinu mediální, dělí tělo na část přední a zadní

Rovina transverzální - horizontální roviny, kolmé na všechny předešlé roviny.

Směry:

Vertikální – směr k hlavě – **kraniální** (cranialis) nebo horní – **superior**

– směr k pánvi – **kaudální** (caudalis) nebo dolní – **inferior**

– na končetinách k trupu – **proximální** (proximalis), od trupu – **distální** (distalis)

Předozaďní – směr dopředu - **ventrální** (ventralis) nebo přední - **anterior**

– směr dozadu - **dorzální** (dorsalis) nebo zadní - **posterior**

Horizontální – směr ke střední rovině - **mediální** (medialis)

– směr od střední roviny ke stranám - **laterální** (lateralis)

– napravo, pravý - **dexter**

– nalevo, levý – **sinister**

8.2. Pohyby v kloubech

Kolem osy horizontální frontální – ohnutí (flexe)

– natažení (extente)

Kolem osy horizontální sagitální – přitažení (addukce)

– odtažení (abdukce)

Kolem osy vertikální – otáčení – rotace (zevní, vnitřní)

Složený pohyb – cirkumdukce, dochází k flexi, obdukci, extenzi a abdukci

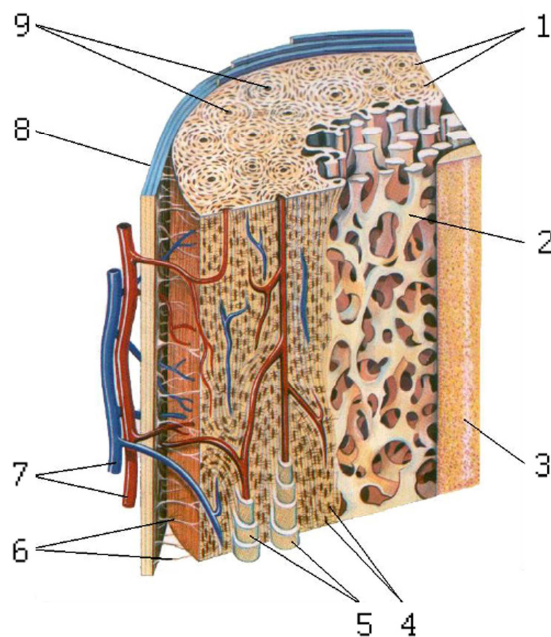
8.3. Stavba kostí

Kost (Os) - je tvrdá, mineralizovaná struktura sloužící jako mechanická ochrana vnitřních orgánů a opora těla, tvořící vnitřní kostru, na kterou se upínají svaly a šlachy.

8.3.1. Dělení kostí

8.3.1.1. Dle uspořádání vláken:

Lamelózní (vrstevnatou) – Tvoří převážnou většinu kostí. Je typická svým uspořádáním - přítomností **osteonů**. Osteon je struktura ve tvaru válce probíhajícího typicky rovnoběžně s povrchem kosti. Uprostřed osteonu probíhá **Haversův kanálek** vyplněný řídkým vazivem, kterým vedou cévy a nerv. Stěnu osteonu tvoří 6-15 trubcovitých lamel, v jejichž stěnách jsou vyhloubeny jamky - lakuny - v nichž jsou uloženy osteocyty (příp. osteoblasty). Lamely jsou tvořeny kolagenními vlákny zalitými v mineralizované amorfní mezibuněčné hmotě.



Obr. 8.3.1.2a

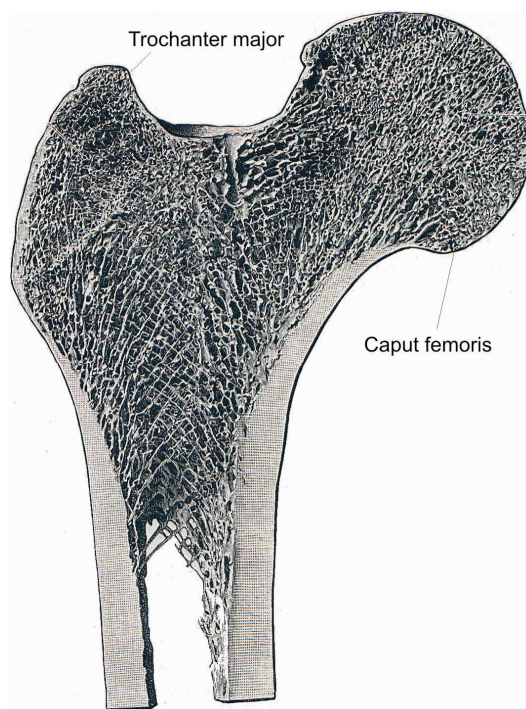
1.ostrohy, 2.trámce spongiózy, 3.žlutá kostní dřev, 4.kostní buňky(osteoblasty, osteocyty, osteoklasty), 5.Haversův systém, 6.Sharpeyova vlákna, 7.krevní cévy, 8.periost, 9.Haversovy kanálky

Haversovy kanálky jsou navzájem propojené příčně probíhajícími Volkmannovými kanálky. Na povrchu kostí se tvoří vnitřní a vnější lamely. Vznik lamelární kosti je důsledek přestavby fibrilární kosti. I hotová lamelární kost se přestavuje podle zatížení kosti. Proto se mezi úplnými osteony mohou vyskytovat i zbytky původních osteonů jako tzv. intersticiální lamely.

Fibrilární (vláknitou) – výběžky a drsnatiny na kosti. Zubní cement má rovněž charakter vláknité kosti. Fibrilární kost se vyskytuje v dospělosti pouze v okolí ušního labyrintu, při švech lebečních kostí a v místech kostních drsnatin při úponech svalů a vazů. Všude jinde má typickou lamelární stavbu

8.3.1.2. Dle tvaru:

Dlouhé kosti (Os longum) – Typickou kostí je dlouhá kost. Tvoří kosti končetin. Má protáhlý tvar, prostředek kosti se nazývá diafýza, dva konce kosti pak epifýzy. Kost není kompaktní tkání v celém rozsahu (poměr mezi kompaktu a spongiózou u femuru – obr 9.3.1.2a). Pouze na povrchu kosti je tenká vrstva skutečně kompaktní kosti, substantia compacta. Epifýzy jsou tvořeny spongiózní kostí (substantia spongiosa). Ta je tvořena trámci kostní tkáně uspořádaných ve směru největšího zatížení kosti. Kost je proto velmi pevná a přitom odlehčená. Uspořádání trámců tvoří architekturu kosti. Uprostřed kosti se nachází dřevná dutina (cavum medullare), v dospělosti vyplněná žlutou kostní dřeví.



Obr. 9.3.1.2a – Poměr mezi kompaktní a spongiózní kostí u femuru

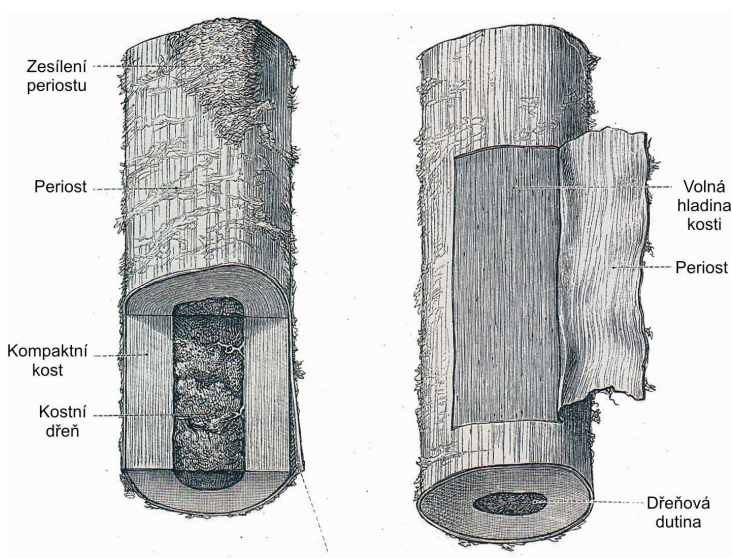
Krátká kost (Os breve) - krátká kost se stavebně neliší od dlouhé kosti, ale má všechny rozměry přibližně stejné. Je to například obratel nebo kopytní kost.

Plochá kost (Os planum) - ploché kosti stavbou odpovídají epifýze dlouhé kosti. I v dospělosti je u nich zachována červená kostní dřev. Mezi ploché kosti patří např. pánev.

8.3.2. Skladba kostí

Periostem (Okostice)

Obr.9.3.2a - na povrchu je kost pokryta pevnou vazivovou blánou, okosticí (periostem). Kromě fibroblastů, elastických a kolagenních vláken obsahuje cévní pleteň a nervová zakončení. Vyskytuje se zde také nemalé množství osteoblastů a osteoklastů.



Obr. 9.3.2a – Schéma okostice

Kostní tkáň – kostní kompakta a spongióza.

Kostní dřeň (medulla assea) – lidově morek, je měkká kostní tkáň, která se nachází uvnitř kostí savců. Je tvořena tzv. hemopoetickou tkání.

8.4. Anatomie kyčelního kloubu

8.4.1. Kost stehenní

Kost stehenní (femur, os femoris) je nejdelší kost lidského těla, která snese ovšem největší zatížení. I přes to, že je veliká, je poměrně lehká. Jedná se o párový orgán. Tato kost tvoří stehno.

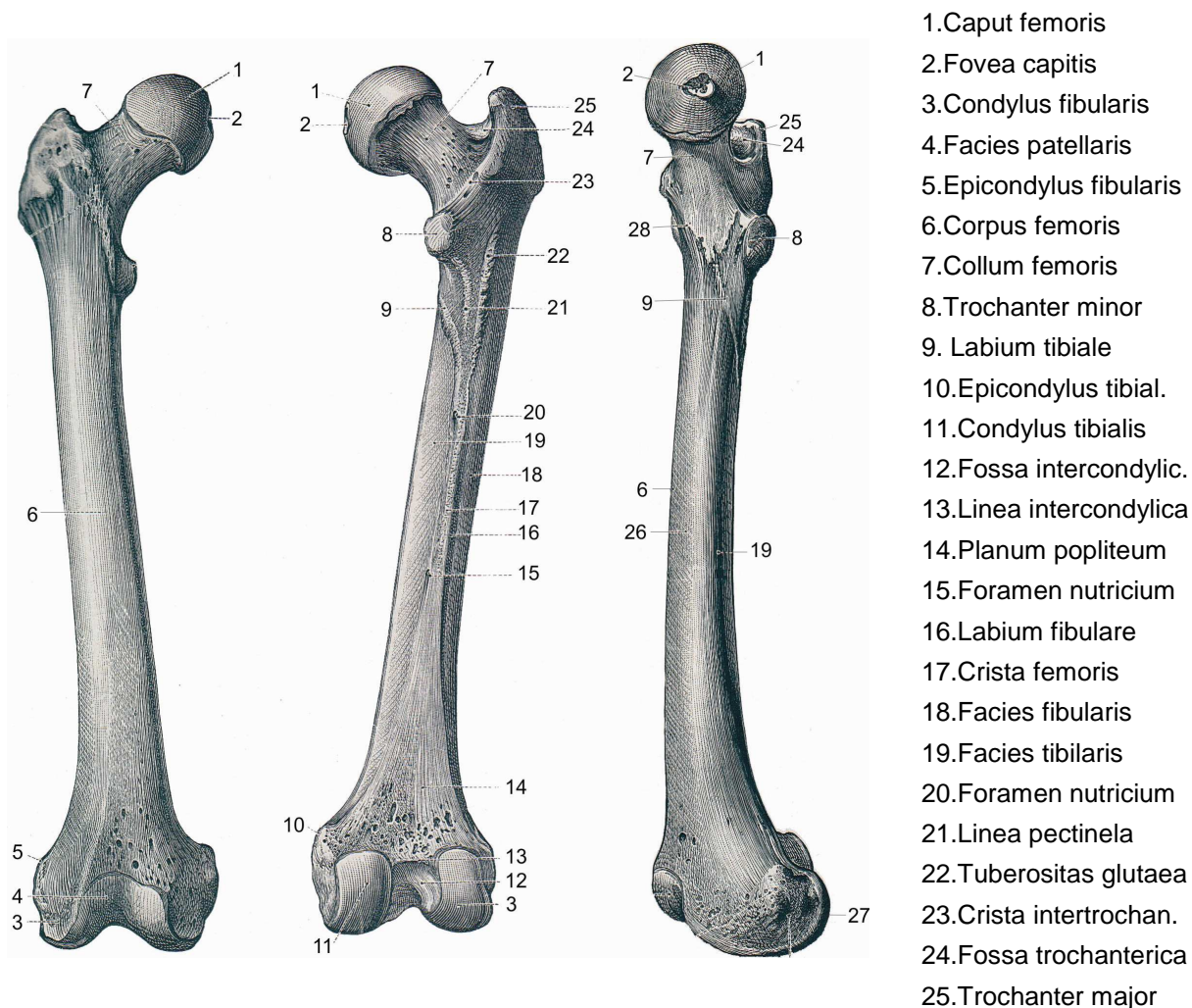
Proximální konec – hlavička stehenní kosti, caput femoris má tvar koule, v jejímž zadním dolním kvadrantu je různě hluboká trojboká jamka (dovez capitis). Hlavička se oploštěným krčkem, collum femoris připojuje k tělu kosti.

Laterálně vybíhá velký chocholík, trochanter major; mediálně a dozadu jde kuželovitý malý chocholík, trochanter minor. Velký chocholík je významný orientační bod na dolní končetině. Jeho hmatný vrchol orientuje o poloze hlavice femuru, která leží ve výši trochanteru. Na zadní straně femuru, pod velkým chocholíkem je nápadná a značně rozsáhlá hýžděová drsnatina. Na vnitřní straně velkého trochanteru je chocholíková jamka (fossa trochanterica), vpředu oba trochantery spojuje drsná čára (linea intertrochanterica), která odpovídá úponu kloubního pouzdra. Vzadu s ní koresponduje kostní hrana (crista intertrochanterica) pro úpon svalů.

Krček stehenní kosti je uvnitř pouzdra kyčelního kloubu - je tedy uložen intraartikulárně. Synoviální výstelka pokrývá krček, a tam kde probíhají tepenné větve zásobující hlavici, tvoří výstelka synoviální řasy.

Tělo femuru začíná pod malým chocholíkem a bez zřetelné hranice přechází do distálního konce kosti. Rourovitá kost je pod chocholíkem poměrně silná a distálně se zužuje. Vzadu z těla stehenní kosti vystupuje nápadný kostní hřeben (linea aspera), skládající se ze dvou souběžných hran. Obě hrany se proximálně i distálně rozbíhají. Proximálně směřují k oběma chocholíkům, distálně ke kloubním hrbolům. Mezi distálními úseky obou hran je trojúhelníkovité hladké pole, tvořící kostěný podklad zákolenní jámy.

Distální konec stehenní kosti je rozšířený v příčném i v předozadním směru a vybíhá ve dva kloubní hrboly, condylus medialis et lateralis.



Obr. 9.4.1a – Popis Femuru

26.Facie ventralis

27.Condylus tibialis

28.Linea intertrochanterica

8.4.2. Pánev

Spojením párových pánevních kostí, křížové kosti a kostrče vzniká pánev, pelvis. Kostmi ohraničený prostor tvoří pánevní dutinu.

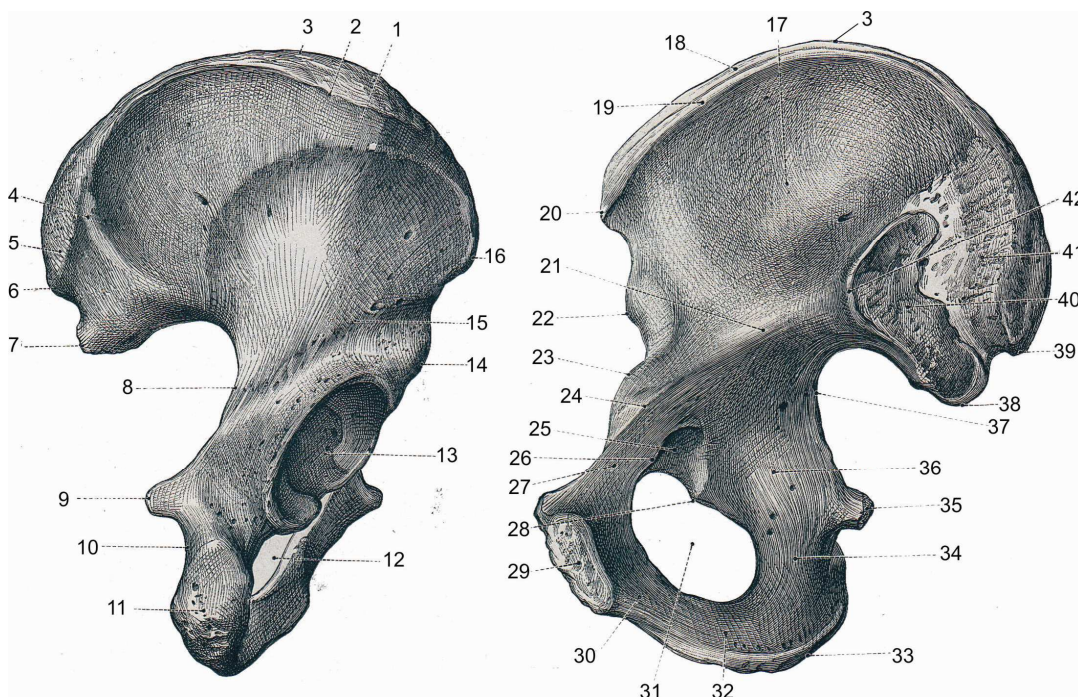
Stavba pánve: V pánevní dutině rozlišujeme dva prostory: velkou a malou pánev. Velkou pánev ohraničují lopaty kyčelních kostí, malou pánev především křížová kost, stydké a sedací kosti. Hranicí mezi prostory velké a malé pánve je linea terminalis.

Dutina velké pánve (pelvis major) je rozměrnější než malá pánev (pelvis minor) a z hlediska skeletu je uzavřená pouze na bocích, kde jsou lopaty kyčelních kostí. Vpředu a vzadu je dutina velké pánve široce otevřena. Protože obě boční stěny jsou vzhledem ke

střední rovině těla postaveny šikmo, a jsou mírně vkleslé, vytvářejí na každé straně tzv. kyčelní jámu (fossa iliaca) od které začíná plochý kyčelní sval (m. iliacus).

Z klinického hlediska je velmi významným prostorem malá pánev. Vchod do malé pánve (apertura pelvis superior, aditus pelvis) je u muže srdčitý a u ženy oválný otvor, který spojuje velkou a malou pánev.

Otvor je ohraničen linea terminalis. Dutina malé pánve má u muže nálevkovitý a u ženy válcovitý tvar. Nahoře přechází malá pánev do velké pánve, dole je uzavřena útvary pánevního dna; boční stěny tvoří dolní části kostěné pánve. V dutině malé pánve jsou uloženy části pohlavních a močových orgánů a konečník.



Obr. 9.4.2a – popis pánevní kosti

1.Linea glutea cranialis	15.Linea glutea supraacetabul.	29.Facies symphyseos
2.Labium externum	16.Spina ilica vantralis	30.Ramus ossis pubis pars sym
3.Crista ilica	17.Fossa ilica	31.Foramen obturatum
4.Linea glutea dorsalis	18.Linea intermedia	32.Ramus ossis ischii pars pub.
5.Tuberositas ilica	19.Labium internum	33.Tuber ossis ischii
6.Spina ilica dorsalis cranialis	20.Spina ilica ventralis	34.Ramus ossis ischii pars acet
7.Spina ilica dorsalis caudalis	21.Linea arcuata	35.Spina ossis ischii
8.Incisura ischiadica major	22.Tuberculum ilicum	36.Corpor ossis ischii

9.Spina ossis ischii	23.Eminentia iliopectinea	37.Incisura ischiadica major
10.Incisura ischiadica minor	24.Pecten ossis pubis	38.Spina ilica dorsalis caudalis
11.Tuber ossis ischii	25.Sulcus obturatorium	39.Spina ilica dorsalis cranialis
12.Foramen obturatum	26.Tuberculus obturatorium pub	40.Facies auricularis
13.Acetabulum	27.Ramus ossis pubis pars acet	41.Tuberositas ilica
14.Tuberculum ilicum	28.Tuberculum obtura. ischiadic	42.Sulcus juxtaauricularis

8.4.3. Kyčelní kloub

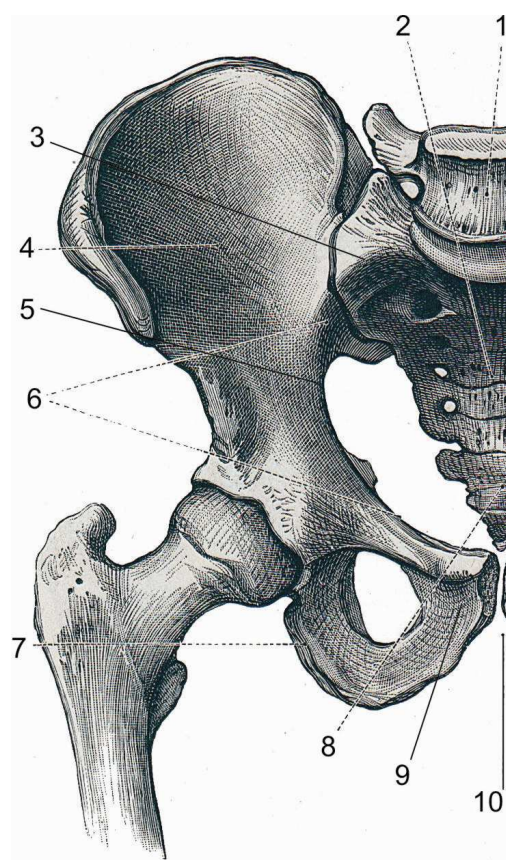
Kyčelní kloub, art. coxae je omezený kulový kloub spojující stehenní kost (resp. volnou dolní končetinu) s pletencem dolní končetiny (resp. s pánevní kostí).

Stavba kloubu: Kloubní plochy kyčelního kloubu tvoří jamka kyčelní kosti a hlavice femuru. Anatomická úprava hlavice byla popsána u stehenní kosti.

Jamka kyčelního kloubu, acetabulum má tvar duté polokoule, na jejímž vzniku se podílejí všechny tři pánevní kosti. Kloubní plochou acetabula je ale pouze poloměsíčitá plocha (facies lunata), která je také jako jediná potažena kloubní, tj. hyalinní chrupavkou.

Nejmenším podílem se na stavbě jamky účastní os pubis (asi 20 %), a největším podílem os ischii (cca 45 %). Příčný průměr acetabula je asi 2,5 cm a nejhlubším místem jamky je její střed, tzv. fossa acetabuli.

Nejsilnější částí acetabula je jeho horní okraj, který je zesílen dvěma systémy kostních trámčů, protínajících se nad acetabulem v podobě gotického oblouku. Rovina proložená okrajem acetabula (tzv. acetabulární úhel) svírá s horizontální rovinou úhel 40 - 45 stupňů (inklinace acetabula), a s čelní rovinou úhel asi 35 stupňů (anteverze acetabula).

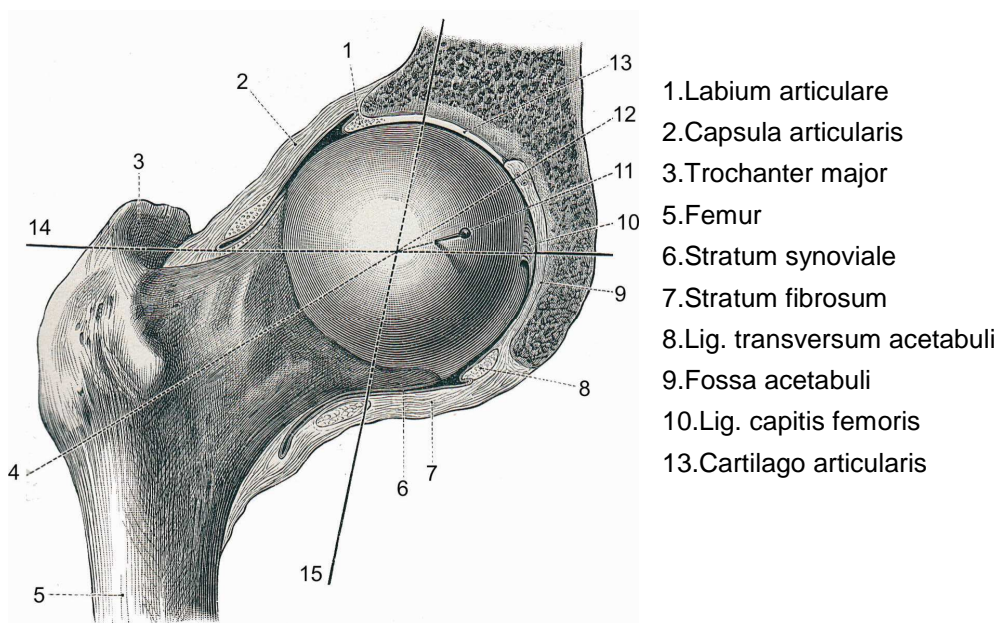


Obr.9.4.3a – popis kyčelního spojení
1.Verteba lumbalis, 2.Os lacrum, 3.Pars sacralis, 4.Os ilium, 5.Pars ilica, 6.Aditus pelvis, 7.Os ischii, 8.Os coccygis, 9.Os pubis, 10.Angulus pubis

Acetabulum je skloněno zevně dolů a dopředu. (Sklon a postavení kloubní jamky je individuálně velmi variabilní, a je závislé i na pohlaví.

Pohyblivosti kyčelního kloubu daná tvarovou úpravou artikulujících kostí, mohutností a průběhem vazů pouzdra. V kyčelním kloubu je možné provádět :

- flexi (asi do 120 stupňů - zvětšuje se při současné abdukci),
- extenzi (jen asi do 13 stupňů)
- abdukci (do 40 stupňů - zvětšuje se při současné flexi)
- addukci (do 10 stupňů)
- zevní rotaci (15 stupňů) a vnitřní rotaci (do 35 stupňů). (Rotace oběma směry se zvětšuje při současné flexi v kyčelním kloubu.)



Obr.9.4.3b – řez kyčelním kloubem
a popis kyčelního spojení

9. PŘÍČINY POUŽITÍ TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZY

Příčin, kdy je nutné sáhnout k implantaci totální endoprotézy je celá řada. Existuje řada nemocí, které postihují kloubní aparát a pacientovi tím znepríjemňují nebo až znemožňují pohyb. V této kapitole bych popsal nejzávažnější nemoc, která kloubní aparát postihuje. Patří sem především osteoartróza.

9.1.Osteoartróza

Osteoartróza je velmi rozšířené kloubní onemocnění, kterým trpí asi 80% naší populace ve věku mezi 50-60 rokem. Někdy se ovšem projevuje daleko dříve např. kolem 30 roku života. Primárně se ale jedná o degenerativní onemocnění. Veřejnost často mluví o artróze, ovšem, ovšem označení osteoartróza je přesnější, neboť onemocnění nepostihuje jen strukturu samotného kloubu, ale i přilehlé kosti. Toto onemocnění postihuje nejprve chrupavku, která ztrácí svou celistvost, rozvláknuje se a postupně ubývá. Kloubní chrupavka je vystavena každodenně vysokému tlakovému zatížení. U zdravé chrupavky není tento přenos zatížení problémem, ale u predisponované způsobuje zdravotní potíže. Osteoporóza znamená poruchu rovnováhy mezi novotvorbou stavebních kamenů vytvářejících tkáň chrupavky a jejich odbouráváním.

9.1.1. Příčiny osteoartrózy

Děje nebo příčiny výskytu osteoartrózy nejsou ani dnes zcela plně objasněny. Známe však rizikové faktory, které vedou nebo přispívají ke vzniku osteoartrózy. Osteoartrózu dělíme podle příčin na primární a sekundární.

Primární je taková, kde není příčina jasná. Rizikové faktory, které vedou ke vzniku primární osteoartrózy jsou např.: nadváha, nadměrné a jednostranné zatížení kloubů, atd.)

Sekundární je taková, která vzniká následkem úrazu, vrozené nebo vývojové vady nebo v důsledku jiného onemocnění (např. zánětlivé onemocnění kloubů, metabolická onemocnění, atd.).

9.1.2. Projevy a průběh osteoartrózy

Rozvoj této nemoci bývá velmi pozvolný až desítky let. Chrupavka postupně ztrácí svou pevnost a pružnost. Na chrupavce se objevují drobné trhliny, dochází k jejímu ztenčování, pro které je typická častá nerovnoměrnost. Dokud chrupavka ale plní svou funkci pacient bolest necítí, ovšem v případě, kdy už chrupavka svoji funkci není schopna plnit, dochází k nepřírozené zátěži okolních tkání, což se projeví prvními obtížemi. Subchondrální kost na toto reaguje svou přestavbou své struktury, dochází k tvorbě výrůstků, osteofytů. Jde o kompenzační mechanismus, který ale zapříčiní omezenou pohyblivost.

Klinickými projevy jsou bolest a ztuhlost kloubů. Typická je startovací bolest, kterou poznáme tak, že např. ráno po probuzení klouby bolí, ale po rozcvíčení bolest odezní. Při větším postižení bývá bolest klidová. Díky kompenzačním mechanismům mohou být ve vyšších stádiích subjektivní potíže menší než na začátku.

9.1.3. Léčba osteoartrózy

Počáteční stadia osteoartrózy lze zvládnout kombinací farmakologických a nefarmakologických metod (redukce hmotnosti, snížení zátěže, rehabilitace). Pokud není chrupavka ještě úplně postižena, lze dosáhnout těmito metodami její částečnou reparaci. Ovšem v těžších stádiích, kdy nám tyto metody nepomůžou je jediným účinným řešením operativní zákrok, tzn. implantace totální endoprotézy.

10. TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU

Pro numerické řešení problému je nutné znát data všech komponent, které do řešení vstupují. Sestava, kterou řeším se skládá z totální endoprotézy a proximální části femuru. Pro tvorbu modelu geometrie proximální části femuru a totální endoprotézy jsem zvolil program Rhinoceros 4.0 a Catii V5R17. Pro tvorbu výpočtového modelu jsem zvolil program Ansys Workbench 11, který je založen na podstatě MKP (metoda konečných prvků).

10.1. Model geometrie

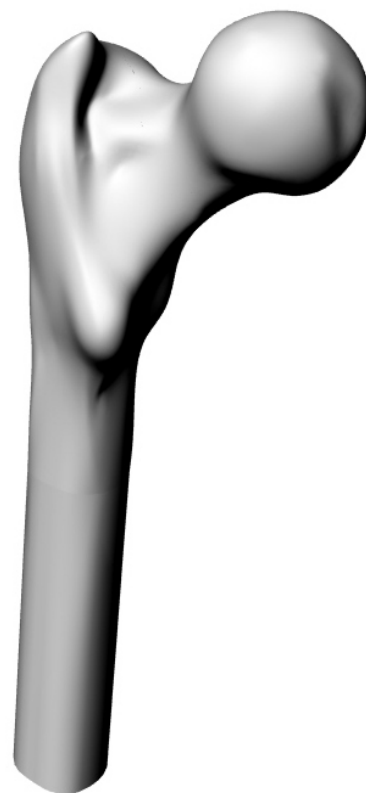
Model geometrie totální endoprotézy a proximální části femuru můžeme provádět několika způsoby. Existuje řada programů, které nám tvorbu geometrie objektu umožňují. Geometrii můžeme vytvořit i v programu Ansys Workbench, ale Ansys Workbench je software, který je zaměřen spíše na výpočtovou část a modelář programu ANSYS Workbench tvorbu složitých ploch neumožňuje. Je nutné využít programy které se na modelování geometrie objektu zaměřují.

10.1.1. Model geometrie proximální části femuru

Pro model geometrie proximální části femuru mi byla poskytnuta data mým vedoucím diplomové práce panem Ing. Florianem. Byla mi předána data ve formě CT řezů proximální části femuru, tyto řezy se skládaly z několika tisíc křivek, řezy byly od sebe vzdáleny 2,5mm a byly ve formátu *.igs, který lze otevřít skoro v každém 3D parametrickém modeláři. Pro hladší a zaoblenější hrany jsem tyto křivky proložil body splajny v programu Rhinoceros 4.0. Takto jsem získal hladší řezy a mohl se soustředit na tvorbu ploch, kterou jsem realizoval následujícím způsobem. Splajny jsem rozložil v programu Rhinoceros 4.0 na body (obr.11.1.1a) a každý bod byl od sebe vzdálen 2,5mm. Tento mrak bodů jsem exportoval do programu Catia V5R17, kde jsem vytvořil plochy a následně objemové těleso. Tyto data jsem uložil ve formátu *.step, znovu otevřel v programu Rhinoceros, protáhl distální část, aby kost byla delší, přibližně 250mm, tento soubor jsem uložil ve formátu *.step.(obr.11.1.b)



obr.11.1.1a – mrak bodů
femuru

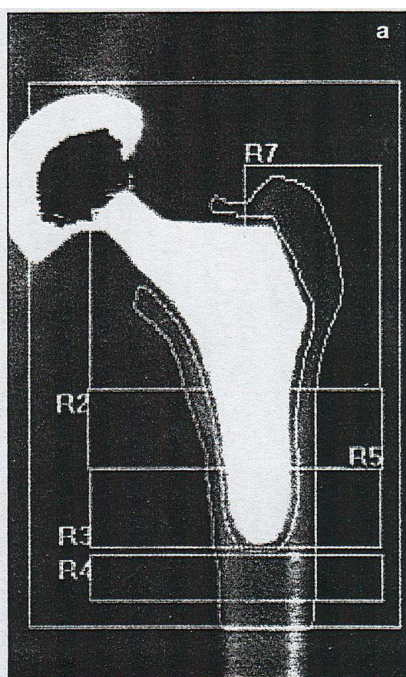


obr.11.1.1b – femur jako
objem

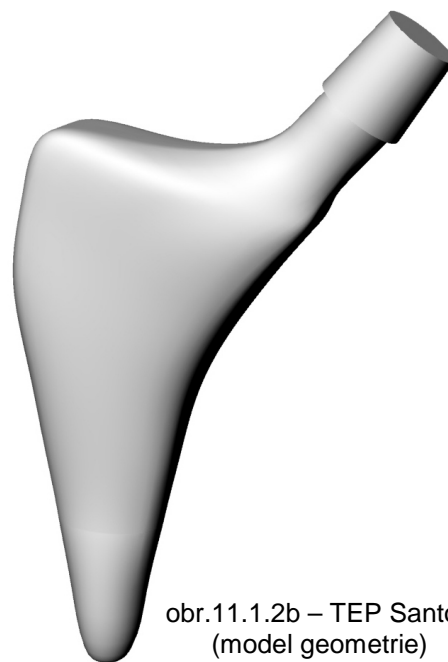
10.1.2. Geometrie TEP (totální endoprotézy) – typ SANTORI

Vytvořit geometrický model TEP bylo o mnoho složitější než proximální část femuru a to z toho hlediska, že mi nebyla poskytnuta žádná data TEP Santori, pouze mi byl poskytnuta literatura, ve které byl zobrazen RTG snímek TEP Santori (obr.11.1.2a) [11], podle které jsem geometrický model tvořil (současně byly na snímku zobrazeny i jednotlivé Gruenovy zóny proximální části femuru). Tento rentgenový snímek jsem nejprve v programu AutoCAD 2007 obtáhl čarami a splajny a tuto skicu jsem následně exportoval do programu Rhinoceros 4.0, ve kterém jsem už v další tvorbě pokračoval. Parametry TEP Santori jsem částečně získal z rentgenového snímku (výška a plošný rozměr) a zbytek jsem musel odhadnout. Takovýmto způsobem jsem vytvořil několik TEP, než jsem se dopracoval na takový tvar (obr.11.1.2b a 11.1.2c), který by se co nejvíce podobal obrázku z prezentace TEP Santori (obr.11.1.2d). Tento soubor jsem uložil ve formátu *.step, který je kompatibilní s mnoha softwary a včetně software Ansys Workbench. Skutečný obrázek TEP (obr.11.1.2d) Santori se mi podařilo získat jen asi měsíc před odevzdáním diplomové práce a proto nebylo v mých možnostech TEP Santori dále přemodelovat a poskytnout k výpočtu věrohodnější

model geometrie, i tak si myslím, že by se na výsledcích moc nezměnilo, protože pokud nemáme k dispozici skutečná data modelu geometrie, nemůžeme počítat s vysokou přesností..



obr.11.1.2a – rentgenový snímek TEP Santori



obr.11.1.2b – TEP Santori (model geometrie)



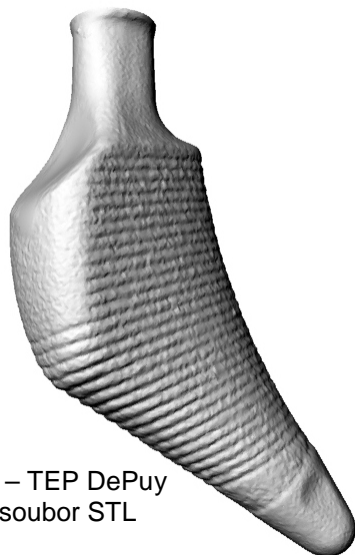
obr.11.1.1c – řez kostí s implantátem Santori



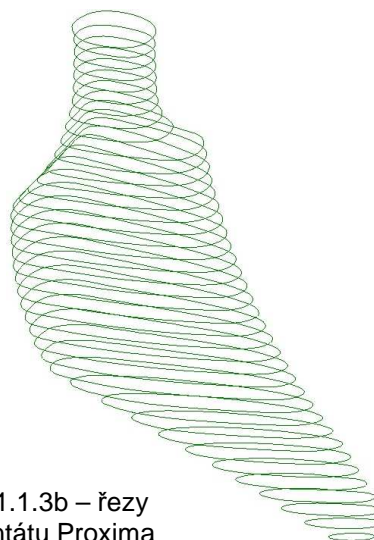
obr.11.1.2d – skutečný obrázek TEP Santori

10.1.3. Model geometrie TEP – DePuy Proxima

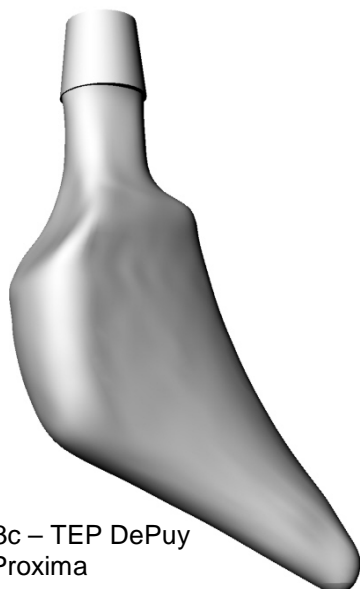
Model geometrie DePuy Proxima se mi podařilo vytvořit až na začátku března tohoto roku. Panu Ing. Návratovi byl zapůjčen zástupcem firmy Johnson&Johnson panem Ing. Ondřejem Grolíkem dřík TEP Proxima. Pan Ing. Návrat jej také neskenoval na 3D scanneru ATOS a data ve formátu *.stl (obr.11.1.3a) mi poskytl pro mou další práci. Soubor *.stl jsem opět importoval do programu Catia, kde jsem vytvořil nejprve plochy a poté objem. Opět jsem tento soubor uložil ve formátu *.step. Následovala další úprava v programu Rhinoceros 4.0, tzn. několik řezů, vyhlazení křivek (obr.11.1.3b) a následná tvorba ploch a objemu (obr.11.1.3c). Vzhledem k tomu, že implantát DePuy Proxima vychází z implantátu Santori, jsem měl možnost ještě upravit svá data geometrie implantátu Santori, tzn. upravit hlavně tloušťku a některé další geometrické parametry. Pro vizuální srovnání implantátů Santori a Proxima je uveden obr.11.1.3d.[9]



obr.11.1.3a – TEP DePuy Proxima soubor STL



obr.11.1.3b – řezy implantátu Proxima



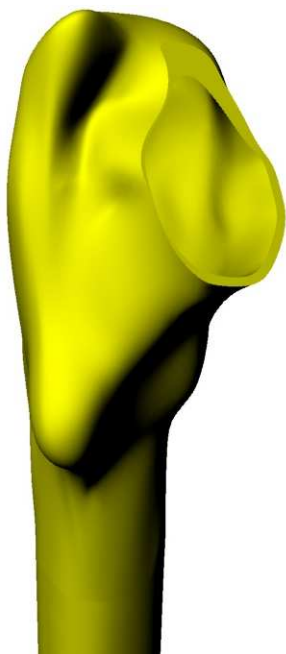
obr.11.1.3c – TEP DePuy Proxima



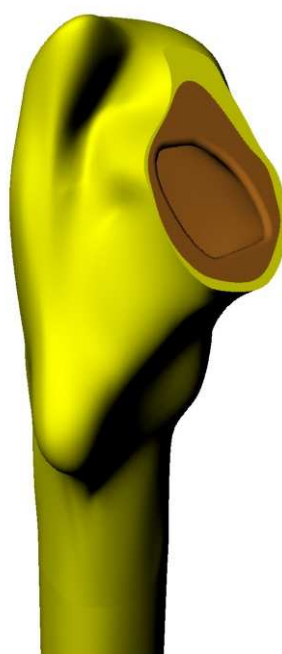
obr.11.1.3d – vizuální srovnání TEP Santori a Proxima

10.1.4. Model kortikální a spongiózní kosti

Při tvorbě kortikální a spongiózní kosti jsem postupoval tak, že jsem v programu rhinoceros zmenšil model femuru o 10%, tímto jsem vytvořil spongiózní kost a tuto spongiózní kost jsem odečetl od původní velikosti modelu geometrie femuru. Takto jsem získal asi 2,5 – 3,5mm tlustou kortikální kost (obr.11.1.4a). Do kortikální kosti jsem opět vložil model spongiózní kosti. Takovýmto způsobem byla vytvořena sestava femuru(obr.11.1.4b).



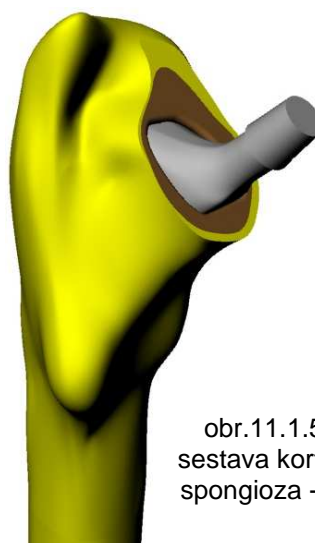
obr.11.1.4a – model geometrie kortikální kosti



obr.11.1.4b – model geometrie kortikální a spongiózní kosti

10.1.5. Vytvoření modelu geometrie soustavy TEP – kost (poloha TEP)

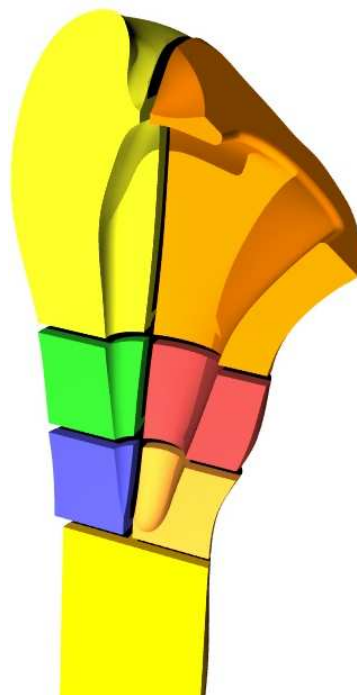
Od výše zmíněné soustavy kortikální a spongiózní modelu geometrie kosti jsem odečetl model TEP Santori a pro druhý případ model totální endoprotézy DePuy Proxima a poté do každé soustavy kosti zvlášť implantát vložil. Umístění dřίκů TEP jsem odměřil podle hlavice femuru (caput femoris), aby hlavice TEP korespondovala s hlavicí femuru. Takovýmto způsobem jsem měl hotové dvě modelové sestavy geometrie, které jsem uložil opět do formátu *.step a mohl celou soustavu (obr.11.1.5) importovat do programu Ansys.



obr.11.1.5 – sestava kortika - spongioza -TEP

10.1.6. Rozdělení modelu geometrie femuru na Gruenovy zóny

V případě tvorby Gruenových zón, tzn. rozdělení proximální části femuru na 7 zón, s různými hodnotami materiálových charakteristik na základě experimentálních zkoušek, jsem vycházel z rentgenového snímku [11], na kterém byly tyto zóny zobrazeny. Proximální část femuru jsem už upravoval s vybráním pro TEP. Podle snímku jsem odměřil vzdálenosti jednotlivých zón a v programu Rhinoceros 4.0 jsem pouhým rozříznutím femur rozdělil a dále upravil v programu Catia V5R17. Takovýmto způsobem jsem měl vytvořených 7 těl femuru a každé tělo znamenalo jednotlivou Gruenovu zónu (obr.11.1.6).



obr.11.1.6 – řez femuru
Gruenovy zóny

10.1.7. Vytvoření modelu geometrie soustava TEP – kost (Gruenovy zóny)

Zde jsem postupoval obdobně jako v kapitole 10.1.5. Jednotlivé zóny jsem v programu Catia V5R17 načetl tak, aby vytvořily model femuru a poté od zmíněného modelu femuru odečetl danou TEP (Santori a Proxima).

10.2. Konečnoprvkový model

K tomu aby bylo možné spustit výpočet není jenom nutné vytvořit geometrii jednotlivých komponent, ale také rozdělit tělesa na konečný počet prvků (elementů), zadat okrajové podmínky a pro jednotlivé komponenty sestavy přiřadit určité materiálové charakteristiky. K dispozici máme velké množství elementů, ovšem je nutné vybrat takový, aby výpočet byl co nejpřesnější. Vzhledem k tomu, že pracuji v programu ANSYS WORKBENCH 11.0, je volba prvku jednodušší, neboť ANSYS přiřadí prvky sestavě automaticky (tzn. vybere nejvhodnější prvky pro daný typ soustavy).

10.2.1. Obecný popis použitých prvků

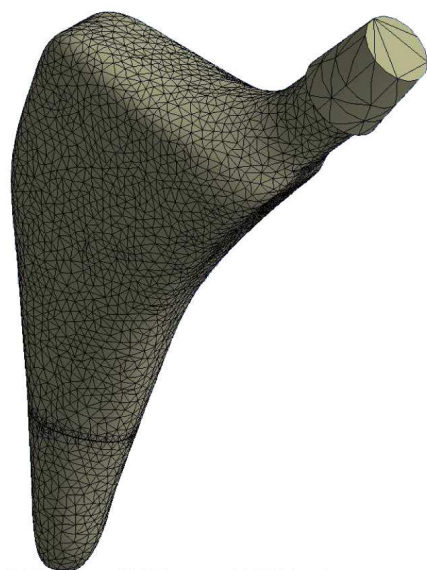
- SOLID 187 jedná se o tetrahedrický deseti-nodový prvek, který je vhodný pro výpočet objemových modelů. Jedná se o modernější prvek.
- TARGE170 tento prvek se používá pro kontaktní úlohy. Je to jeden z dvojice kontaktních prvků. Pokrývá objemové elementy na hranicích modelů, u nichž existuje možnost kontaktu. Tento prvek se přiřazuje na cílovou plochu.
- CONTA174 druhý z dvojice kontaktních prvků. Podobně jako TARGE170 je určen pro trojrozměrné kontaktní úlohy. Je to osmiuzlový prvek (v každém uzlu jsou tři stupně volnosti UX, UY a UZ).

10.2.2. Konečnoprvková síť soustavy

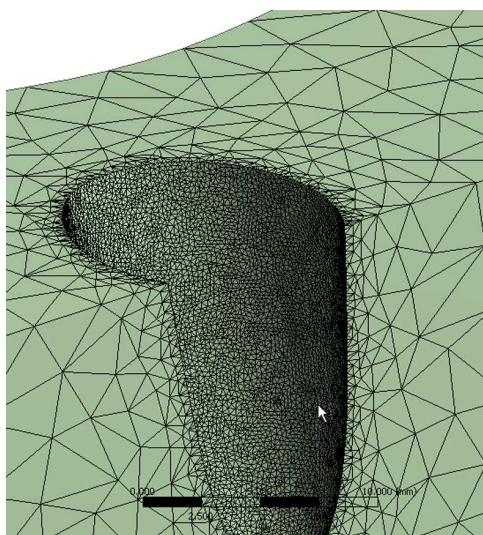
Program ANSYS Workbench 11.0 umožňuje vygenerovat síť i automaticky, ovšem tato prvotně vygenerovaná síť není vhodná pro realizaci řešení našeho problému, proto je nutné tuto síť zjemnit a zvýšit tak počet elementů (nodů). Generování sítě je umístěno ve stromu pod kolonkou MESCH, kde můžeme dále měnit parametry sítě. Zde jsem postupoval mesch → body sizing případně edge sizing → výběr komponenty a přiřazení velikosti prvku. Velikost prvku se lišila pro jednotlivé komponenty. Bylo nutné hlídat si počet nodů, aby se výpočet zbytečně neprodlužoval. Na objemová těla jsem u sestavy kortika-spongióza nechal defaultně vygenerovanou velikost prvku, u sestavy Gruenových zón jsem nastavil velikost prvku na 4mm u zón R1, R2, R3, R5, R6, R7, pouze u zóny R4 na 8mm. Na kontaktní plochy jsem nastavil velikost prvku od 0,3 až do 1mm a na plochu TEP od 1,2 do 1,5mm. Toto nastavení se týkalo jak soustavy vrstevnaté kosti, tak soustavy Gruenových zón.

Prvky SOLID187 byly použity u všech objemových součástí, tzn. u celé soustavy kortika-spongióza-TEP.

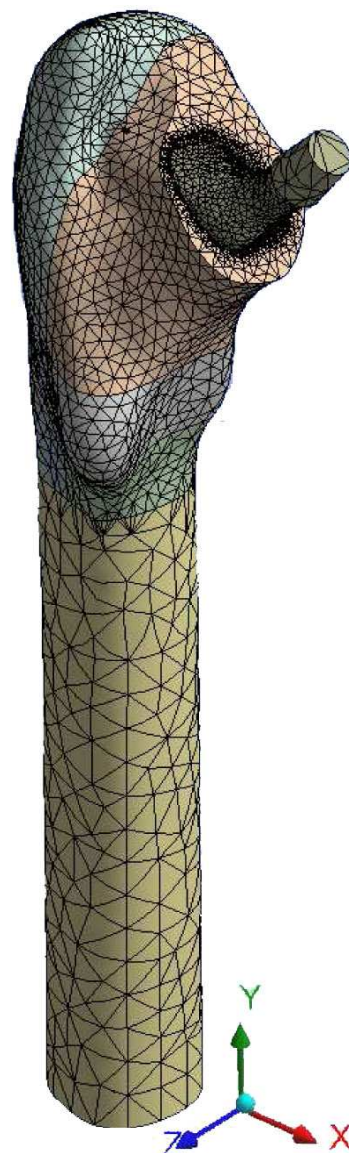
Prvky TARGE170 a CONTA174 byly použity u všech kontaktních ploch.



obr.10.2.2a – vygenerovaná síť na TEP Santori



obr.10.2.2b – zjemnění sítě u kontaktní plochy (Gruenova zóna R5)



obr.10.2.2c – vygenerovaná síť u soustavy Gruenových zón TEP Santori

10.3. Model materiálu

10.3.1. Materiálové charakteristiky kosti

Materiálové charakteristiky kostní tkáně se určují velmi špatně, jak už bylo zmíněno výše, nejen že se jedná o neizotropní nehomogenní materiály, jejichž struktura se liší člověk od člověka, ale také se materiálové charakteristiky kostní tkáně mění podle stáří člověka.

Navíc kost, na které můžeme tyto charakteristiky zkoumat se chová mimo lidské tělo úplně jinak a proto se můžeme dopracovat k naprosto odlišným hodnotám.

Materiálové charakteristiky se uvádí ve dvou rozmezích tzn. :

- uvede se jedna hodnota a přesný popis podmínek za kterých byla získána
- uvede se rozmezí pro tkáň obecně

Modelování anizotropie je velkým problémem. Osy anizotropie na sebe nejsou úplně kolmé (i když se pravému úhlu blíží) ale také jsou zakřivené (ve směrech hlavních napětí). V hlavním směru je pevnost větší, než v ostatních směrech. Vzhledem k těmto poznatkům budeme kost modelovat jako izotropní materiál, pro který nám stačí pouze dvě materiálové charakteristiky a to jsou:

- modul pružnosti v tahu - E [Mpa]
- Poissonovo číslo - μ [-]

Kortikální část kosti

Pro kortikální část kosti jsem našel několik hodnot které se od sebe moc nelišily např. hodnoty 14100, 14000 , 15000 nebo taky 17000MPa, tyto hodnoty byly využity již v některých diplomových pracích. Vzhledem k tomu, že má ale má diplomová práce sloužit pro pozdější srovnání ostatních prací na krátké TEP, využil jsem hodnoty, které jsem převzal z literatury [22].

Modul pružnost v tahu $E=17000\text{MPa}$

Poissonovo číslo $\mu=0,3$

Spongiózní kost

Hodnot spongiózní kosti jsem našel také několik např. hodnoty 490, 500, 900 MPa. Ovšem i zde jsem vycházel z hodnoty jako u kortikální kosti, literatura [22]

Modul pružnost v tahu $E=500\text{MPa}$

Poissonovo číslo $\mu=0,3$

Gruenovy zóny

Proximální část femuru z hlediska kvality kostní tkáně se dělí na sedm částí, které se nazývají Gruenovy zóny. Hodnoty Gruenových zón byly převzaty z literatury [10]. Jedná se o disertační práci pana Ing. Hudce, která je velmi kvalitně zpracována. Pan Ing. Hudec PhD. při tvorbě disertační práce spolupracoval s panem MUDr. Milanem Kovandou z ortopedické kliniky FN u sv. Anny v Brně.

. Tyto údaje jsou vepsány do tabulky níže. (tab.11.2.1a).

Zóna	Modul pružnosti E [MPa]	Poissonovo číslo μ
Zóna R1	6693	0,3
Zóna R2	9427	0,3
Zóna R3	12754	0,3
Zóna R4	15207	0,3
Zóna R5	13261	0,3
Zóna R6	10057	0,3
Zóna R7	8523	0,3

10.3.2. Materiálové charakteristiky TEP

Materiálové charakteristiky totální endoprotézy v mnoha případech podobných mému nelze určit zcela přesně, protože výrobce tají vzhledem ke konkurenci nejen přesné složení materiálu, ale i materiálové charakteristiky. Z počátku jsem vycházel z hodnot pro slitiny titanu, kde bylo uvedeno $E=1,16 \times 10^5$ Mpa a $\mu=0,3$, ovšem díky literatuře [22], kterou se mi podařilo získat později, jsem zjistil přesné složení materiálu dřívku TEP Santori, slitina Ti-6Al-4V. Pro tuto slitinu jsem našel hodnoty [24]:

Modul pružnost v tahu $E=114000$ MPa

Poissonovo číslo $\mu=0,3$

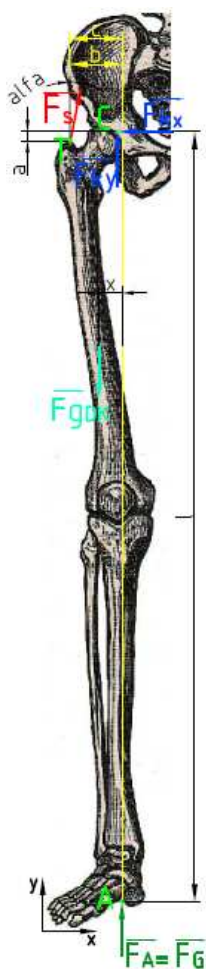
10.4. Model zatížení a vazeb

10.4.1. Model zatížení

Před spuštěním výpočtu je nutné předepsat okrajové podmínky tak, aby byla soustava jednoznačně vázána v prostoru. Pokud toto není splněno, řešení zhavaruje.

Geometrie kostí a jejich prostorové rozložení je velmi složitou záležitostí. Navíc zde působí síly od svalů, které působí každá odlišnou silou a odlišným směrem. Z našeho hlediska nám ale stačí znát pouze působení sil v oblasti kyčelního kloubu, ovšem i tento případ je velmi složitý.

Pro výpočet silové výslednice působící v kyčelním spojení na TEP od hlavice TEP, je nutné vycházet ze statické rovnováhy. V tomto případě je ve statické rovnováze člověk stojící na jedné noze. Jelikož je člověk vázán s okolím vazbami je nutné provést jeho uvolnění. Hmotnost člověka jsem uvažoval 72kg.



Obr. 11.3a – rozložení sil při stoji na jedné noze

Proč stoj na jedné noze?

Vycházíme z předpokladu, že implantace TEP omezí člověka v pohybu. Předpokládá se pomalejší chůze. Hlavní výhodou postoje ale je, že jsou v činnosti pouze kyčelní abduktory (střední a malý sval hýžďový).

Bod T označuje velký chocholík (trochanter major), bod C označuje střed hlavice kosti stehenní (caput femoris) a bod A označuje styk nohy s podložkou.

Hodnoty a , b , c byly změřeny z RTG snímku. Ostatní hodnoty byly odhadnuty na základě předpokladu, že se jedná o muže obvyklých parametrů, kdy je výška 180cm a hmotnost 72kg.

$$a = -10\text{mm}$$

$$b = 56\text{mm}$$

$$c = 150\text{mm}$$

$$\alpha = 11^\circ$$

$$l = 920\text{mm}$$

$$x = 76\text{mm}$$

$$F_g = m \cdot g = 72 \cdot 9.81 = 706,3\text{N}$$

$$F_{\text{GDK}} = m_{\text{DK}} \cdot g = 14,58 \cdot 9.81 = 143\text{N}$$

a..... výška těžiště úponu středního svalu hýžďového (*musculus gluteus medius*) od středu hlavice kosti stehenní (*caput femoris*) ve směru vertikálním (osa y) [mm]

b..... vzdálenost těžiště úponu středního svalu hýžďového (*musculus gluteus medius*) od středu hlavice kosti stehenní (*caput femoris*) ve směru horizontálním (osa x)

c.....vzdálenost těžiště úponu středního svalu hýžďového (*musculus gluteus medius*) od osy symetrie člověka – ve směru horizontálním (osa z) [mm]

l.....výška volné dolní končetiny (od podložky až po střed hlavice kosti stehenní (*caput femoris*)) [mm]

F_G ...síla způsobená tíhou člověka [N]

F_{GDK} ...síla způsobená tíhou dolní končetiny [N]

F_{KX} ...složka síly v kyčelním spojení působící ve směru x [N]

F_{KY} ...složka síly v kyčelním spojení působící ve směru y [N]

F_ssíla působící od svalů [N]

αúhel který svírají svaly s osou y [°]

Pro výpočet síly F_{GDK} je nutné znát hmotnost dolní končetiny m_{DK} . Hmotnost dolní končetiny byla určena pomocí hodnot pro rozložení hmotností v jednotlivých částech těla určených pomocí výzkumu Zaciorského a Selujanova, kteří na základě průzkumu 100 osob radioizotopickou metodou experimentálně stanovili koeficienty B_0 , B_1 a B_2 pro každý segment.

Při Zaciorského-Selujanově metodě vycházíme z rovnice:

$$m_i = B_0 + B_1 \cdot m + B_2 \cdot v \quad (1)$$

kde:

m_ihmotnost počítaného segmentu [kg]

B_0, B_1, B_2 ...experimentálně zjištěné koeficienty množinové regrese [kg], [-], [$\text{kg} \cdot \text{cm}^{-1}$]

mcelková hmotnost člověka [kg]

vvýška člověka [cm]

Segment	B_0 [kg]	B_1 [-]	B_2 [$\text{kg} \cdot \text{cm}^{-1}$]
Hlava	1,296	0,0171	0,0143
Trup – horní část	8,2144	0,1862	-0,0584
Trup – střední část	7,181	0,2234	-0,0663
Trup – dolní část	-7,498	0,0976	0,04896
Stehno	-2,649	0,1463	0,0137
Bérec	-1,592	0,03616	0,0121
Noha	-0,829	0,0077	0,0073
Nadloktí	0,25	0,03013	-0,0027
Předloktí	0,3185	0,01445	-0,00114
Ruka	-0,1165	0,0036	0,00175

noha:

$$m_n = -0,829 + 0,0077 \cdot 72 + 0,0073 \cdot 180 = 1,0394 \text{ kg} \cong 1,04 \text{ kg} \quad (2)$$

bérec:

$$m_b = -1,592 + 0,03616 \cdot 72 + 0,0121 \cdot 180 = 3,18952 \text{ kg} \cong 3,19 \text{ kg} \quad (3)$$

stehno:

$$m_s = -2,649 + 0,1463 \cdot 72 + 0,0137 \cdot 180 = 10,3506 \text{ kg} \cong 10,35 \text{ kg} \quad (4)$$

pak:

$$m_{DK} = m_n + m_b + m_s = 1,04 + 3,19 + 10,35 = 14,58 \text{ kg} \quad (5)$$

$$F_{GDK} = m_{DK} \cdot g = 14,58 \cdot 9,81 \cong 143 \text{ N} \quad (6)$$

kde:

m_nhmotnost nohy [kg]

m_bhmotnost bérce [kg]

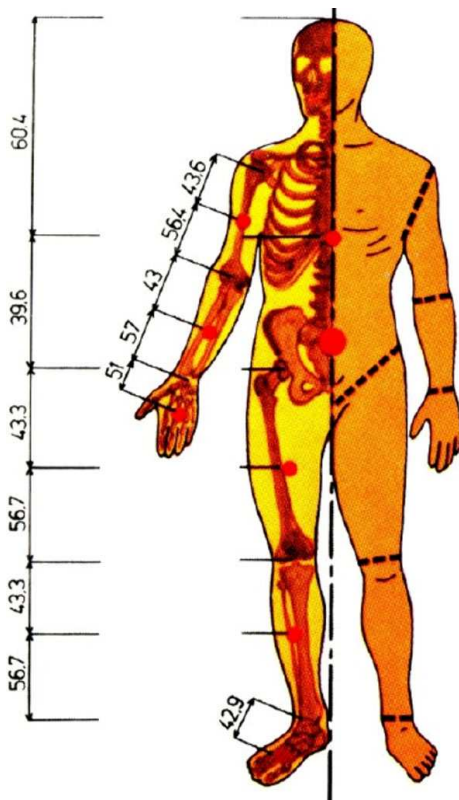
m_shmotnost stehna [kg]

m_{DK} ...hmotnost dolní končetiny [kg]

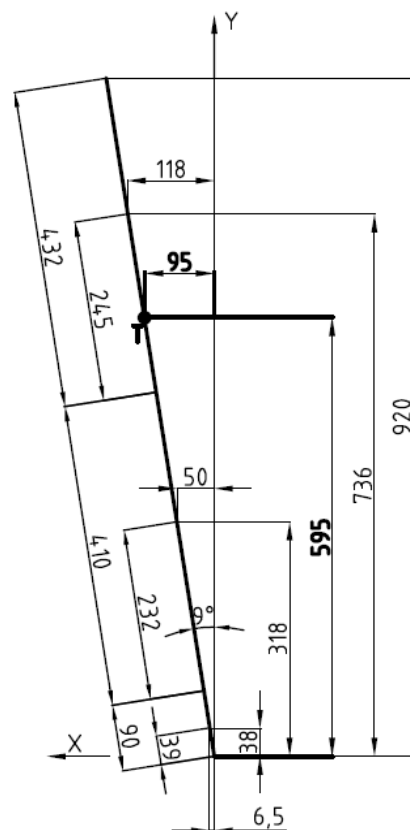
Pro výpočet výsledné polohy těžiště dolní končetiny jsem využil obrázek 11.3b převzatý z literatury [6], který znázorňuje procentuální rozložení těžiště jednotlivých segmentů dolní končetiny.

Dále jsem musel odhadnout nebo znát délky jednotlivých segmentů dolní končetiny. Tyto údaje jsem naměřil na sobě samém a z tohoto měření jsem nadále vycházel.

Z literatury [6] jsem získal hodnoty poloh těžišť – obr. 11.3c



Obr. 11.3b – Procentuální rozdělení těžišť segmentů



Obr. 11.3c – výpočet polohy těžiště

Nyní máme k dispozici údaje, které umožňují spočítat těžiště dolní končetiny, čemuž se rovná působíště tíhy dolní končetiny:

$$x_T = \frac{6,5 \cdot m_n + 50 \cdot m_b + 118 \cdot m_s}{m_n + m_b + m_s} = \frac{6,5 \cdot 1,04 + 50 \cdot 3,19 + 118 \cdot 10,35}{14,58} = 95,16 \text{ mm} \cong 95 \text{ mm} \quad (7)$$

$$x_T = \frac{38 \cdot m_n + 318 \cdot m_b + 736 \cdot m_s}{m_n + m_b + m_s} = \frac{38 \cdot 1,04 + 318 \cdot 3,19 + 736 \cdot 10,35}{14,58} = 594,75 \text{ mm} \cong 595 \text{ mm} \quad (8)$$

X_Tsouřadnice těžiště ve směru osy x [mm]

Y_Tsouřadnice těžiště ve směru osy y [mm]

Dále můžeme sestavit rovnice statické rovnováhy a určit sílu F_S :

$$F_X: -F_{KX} + F_S \cdot \sin 11^\circ = 0 \quad (9)$$

$$F_Y: F_G - F_{GDK} - F_{KY} + F_S \cdot \cos 11^\circ = 0 \quad (10)$$

$$M_{(K)}: F_G \cdot (c-b) - F_{GDK} \cdot ((c-b) - x_T) + F_S \cdot \sin 11^\circ \cdot a - F_S \cdot \cos 11^\circ \cdot b = 0 \quad (11)$$

$$M_{(K)}: 706,3 \cdot (150-56) - 143 \cdot ((150-56) - 95) - F_S \cdot \sin 11^\circ \cdot 10 - F_S \cdot \cos 11^\circ \cdot 56 = 0$$

$$F_s = \frac{66406,78}{\cos 11^\circ \cdot 56 + \sin 11^\circ \cdot 10} = 1167,5 \text{ N} \quad (12)$$

Dále je nutné určit síly F_{KX} , F_{KY} a F_{SX} , F_{SY} :

Z rovnice (9) zjistíme velikost síly F_{KX} a z rovnice (10) zjistíme velikost síly F_{KY}

$$-F_{KX} + F_S \cdot \sin 11^\circ = 0 \Rightarrow \underline{F_{KX}} = F_S \cdot \sin 11^\circ = 1167,5 \cdot \sin 11^\circ = \underline{222,8 \text{ N}}$$

$$F_G + F_{GDK} - F_{KY} + F_S \cdot \cos 11^\circ = 0 \Rightarrow \underline{F_{KY}} = F_S \cdot \cos 11^\circ + F_G + F_{GDK}$$

$$\underline{F_{KY}} = 1167,5 \cdot \cos 11^\circ + 706,3 - 143 = \underline{1709,3 \text{ N}}$$

$$\underline{F_{SX}} = -F_S \cdot \sin 11^\circ = -1167,5 \cdot \sin 11^\circ = \underline{-222,8 \text{ N}}$$

$$\underline{F_{SY}} = F_S \cdot \cos 11^\circ = 1167,5 \cdot \cos 11^\circ = \underline{1146 \text{ N}}$$

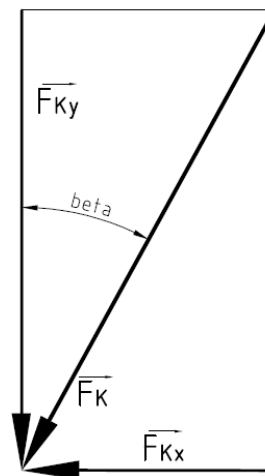
Nyní můžeme určit velikost a směr působení síly v kyčelním spojení:

$$F_K = \sqrt{F_{KX}^2 + F_{KY}^2} = \sqrt{222,8^2 + 1709,3^2} = 1723,75N \cong 1723,8N \quad (13)$$

$$\cos \beta = \frac{F_{KY}}{F_K} = \frac{1709,3}{1723,8} = 0,9916 \Rightarrow \underline{\cos \beta} = 7,43^\circ \cong \underline{7,4^\circ} \quad (14)$$

F_Ksíla, která působí v kyčelním spojení [N]

β (beta)...úhel, který svírá síla F_K s osou y [°]

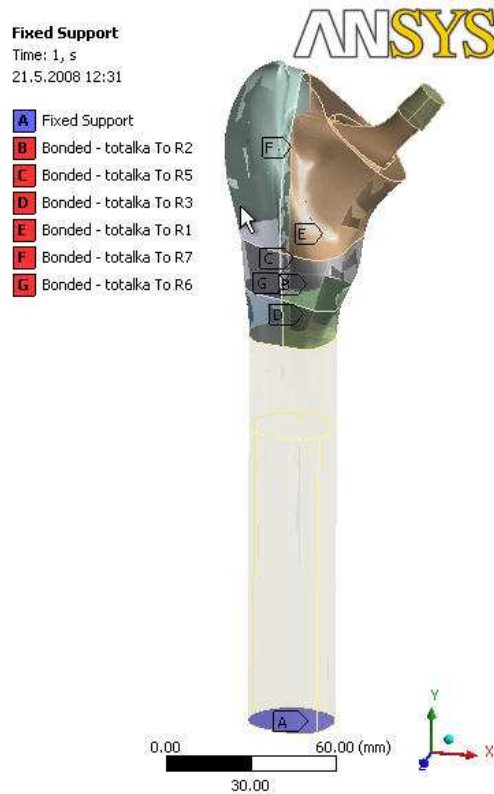


Obr.11.3d – směr působení F_K

10.4.2. Model vazeb, nastavení kontaktní dvojice

Každé z těles má nějakou vazbu s okolím, proto je nutné zadat okrajové podmínky. Jedna z vazeb bude na distální části stehenní kosti, v místě kde je kost přerušena. V obou případech sestav, jak kortikální – spongiózní kosti, tak Gruenových zón bude zamezeno posuvům a natočením v tomto místě a bude se jednat o vazbu typu vetknutí (Fixed Support).

Nastavení kontaktní dvojice mezi totální endoprotézou a kostí. V našem případě není jednoduché kontakt nastavit, protože nevíme, jak se totální endoprotéza bude po operaci chovat. Vycházíme proto ze dvou typů kontaktních dvojic. Typ kontaktu a důvod použití jsem uvedl níže v tabulce 10.4.2a



obr.10.4.2a – zobrazení vetknutí a kontaktu

BONDED	Kontakt typu Bonded se chová tak, jako by byla tělesa spolu pevně slepena a k jejich oddělení nemůže dojít. Tento druh kontaktního nastavení jsem zvolil z důvodu, že se jedná o osteointegrační endoprotézu, kdy má dojít k rychlé rekonvalescenci pacienta a totální endoprotéza má během krátké doby srůst s kostí. Kontaktní nastavení typu bonded je uvažován v případě, že jsou ideální podmínky pro hojení a dojde k rychlému zotavení pacienta. Jedná se o lineární typ úlohy.
FRICTIONAL	Kontakt typu Frictional znamená se třením. Zde je nutné zadat koeficient tření. Protože ale neznáme a ani nemůžeme znát koeficient tření mezi TEP a kostí, jde pouze o odhad. Koeficient tření vzhledem k povrchu endoprotézy, kdy nepředpokládám, že by k nějakému intenzivnímu tření mělo docházet, jsem zvolil 0,4. Jedná se o nelineární typ úlohy a je vhodné nastavit řešič.

tab. 10.4.2a

11. REALIZACE VÝPOČTU

Výpočet všech variant byl proveden v systému ANSYS Workbench 11.0 v licenčním užití ANSYS Academic Research, které je k dispozici na VUT FSI v počítačové učebně Ústavu mechaniky, mechatroniky a biomechaniky. Tato licence umožňuje využití více než 260000 nodů, což byl ve většině variant můj případ.

Při řešení jsem vycházel z defaultně nastaveného řešiče PCG (Preconditioned Conjugate Gradient).

U nastavení kontaktu na STANDART (Frictional), systém ANSYS Workbench ohlašoval v průběhu hlášku „málo dostupné paměti“ a bylo proto nutné přiřadit paměť manuálně, byla přiřazena paměť o velikosti 1200 MB (Tools→Solve Process Settings.. →Advanced.. → přiřazení paměti). Byla zvolena metoda kontaktu Pure Penalty s nastavením Adjust to Touch. Jako poslední byl zvolen počet substepů v kolonce Analysis Settings na hodnoty: Initial, Minimum substep = 5 a Maximum substep = 10.

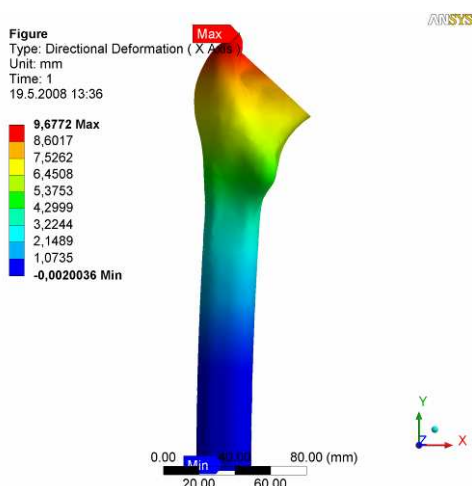
Výpočet byl realizován na Ústavu mechaniky těles v počítačové učebně na PC Intel Core 2 s kmitočtem 1,86GHz, systémovou pamětí 2GB a operačním systémem Windows XP.

12. PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

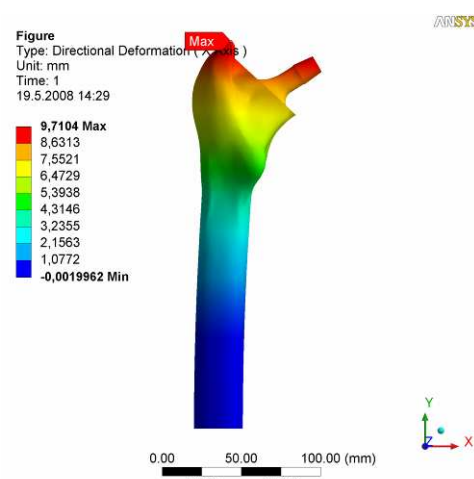
V uvedené kapitole budou prezentovány výsledky všech výpočtových modelů s kontaktním spojením BONDED a STANDART (FRICTIONAL).

12.1. Prezentace výsledků

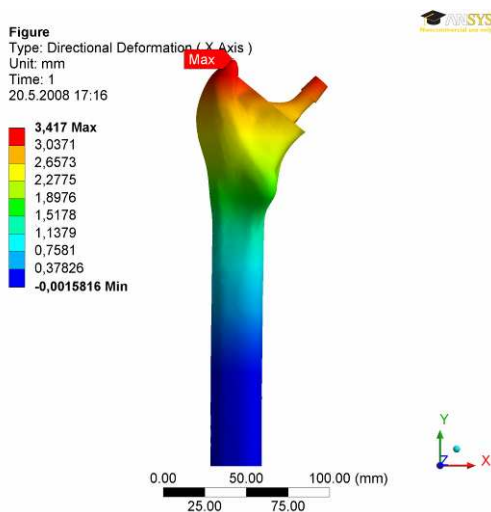
12.1.1. Posuvy v ose X



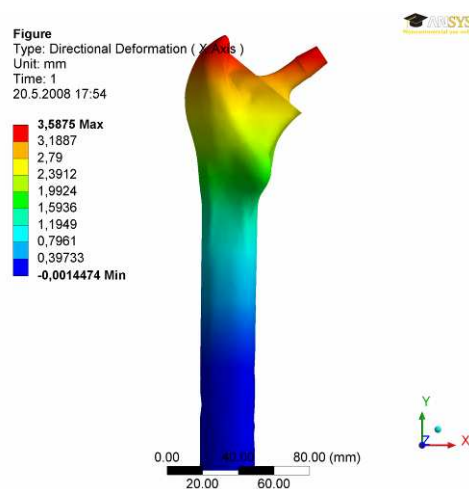
obr.12.1.1a – TEP Santori (BONDED)
vrstevnatá kost



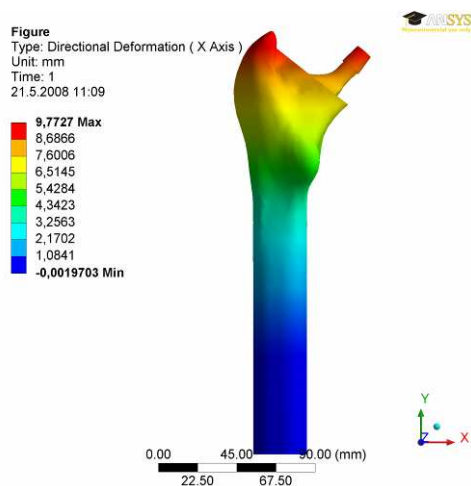
obr.12.1.1b – TEP Proxima (BONDED)
vrstevnatá kost



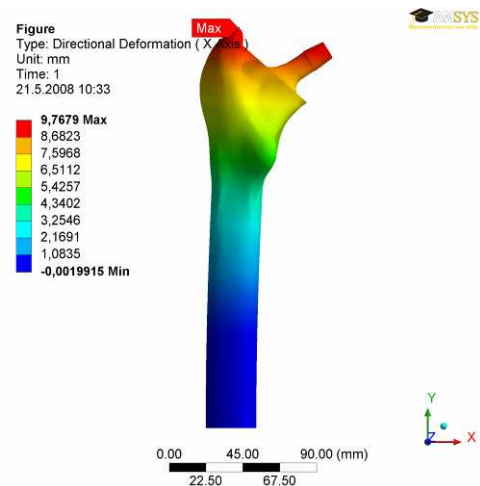
obr.12.1.1c – TEP Santori (BONDED)
Gruenovy zóny



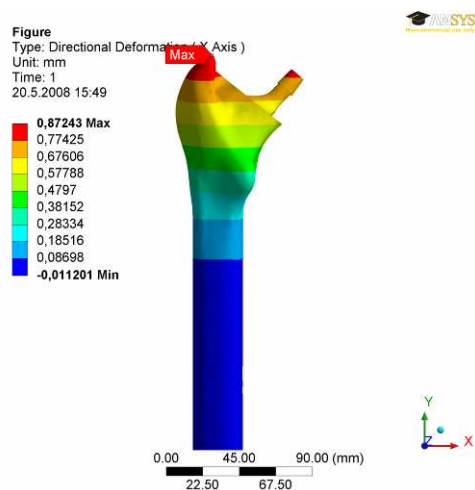
obr.12.1.1d – TEP Proxima (BONDED)
Gruenovy zóny



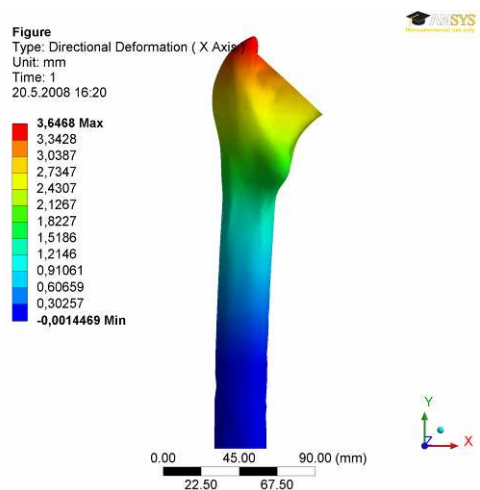
obr.12.1.1e – TEP Santori (FRICTIONAL)
vrstevnatá kost



obr.12.1.1f – TEP Proxima (FRICTIONAL)
vrstevnatá kost

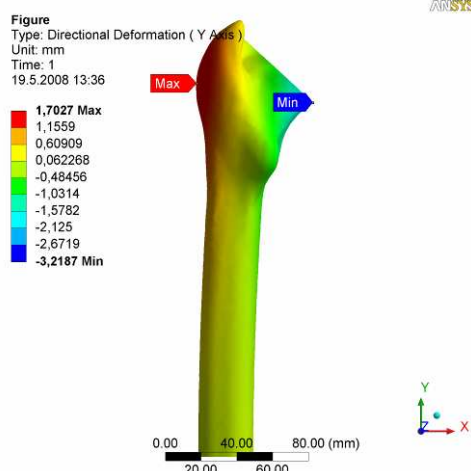


obr.12.1.1g – TEP Santori (FRICTIONAL)
Gruenovy zóny

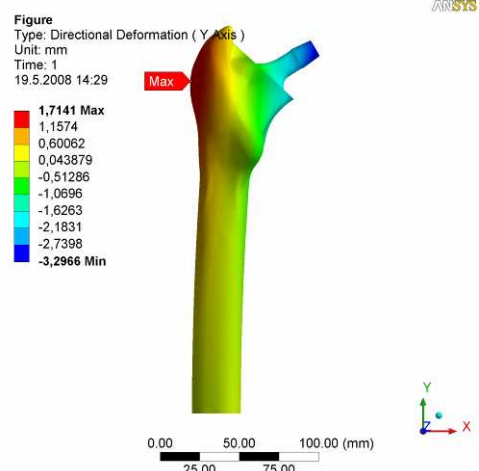


obr.12.1.1h – TEP Proxima (FRICTIONAL)
Gruenovy zóny

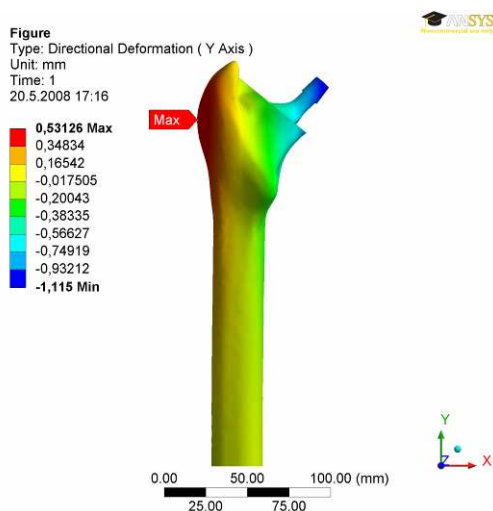
12.1.2. Posuv v ose Y



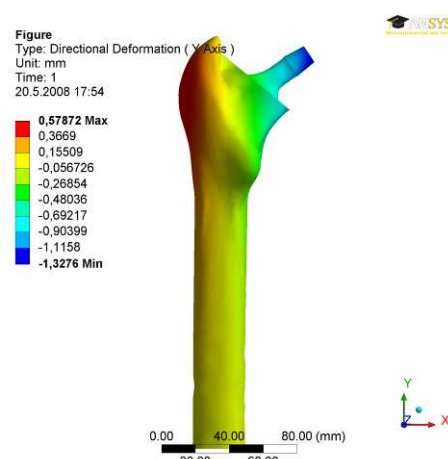
obr.12.1.2a – TEP Santori (BONDED)
vrstevnatá kost



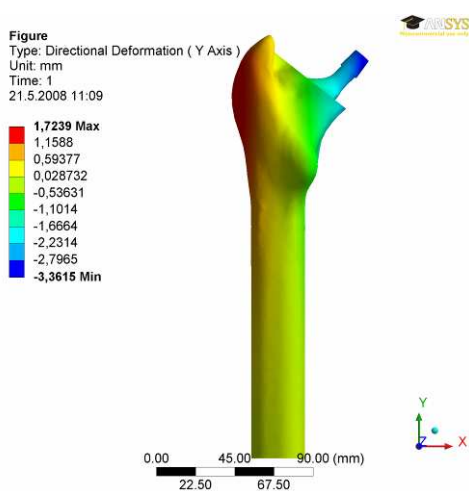
obr.12.1.2b – TEP Santori (BONDED)
vrstevnatá kost



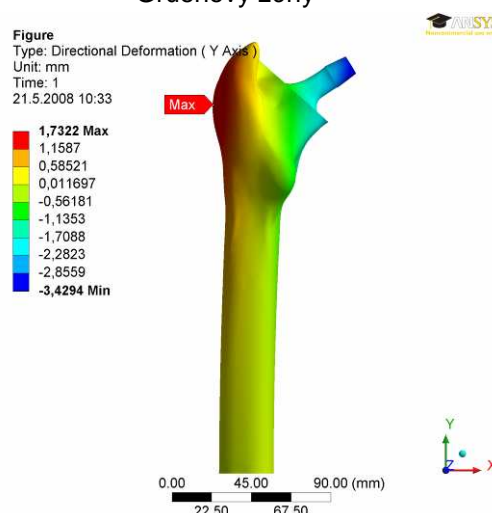
obr.12.1.2c – TEP Santori (BONDED)
Gruenovy zóny



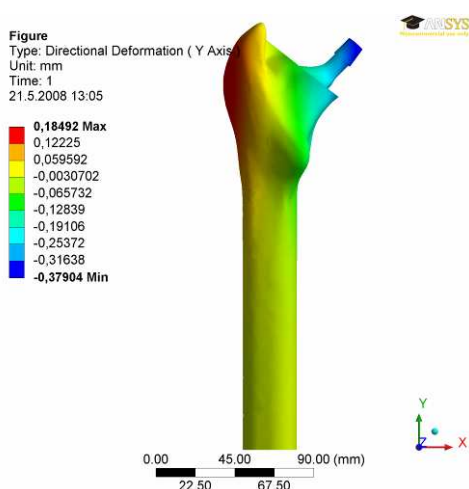
obr.12.1.2d – TEP Proxima (BONDED)
Gruenovy zóny



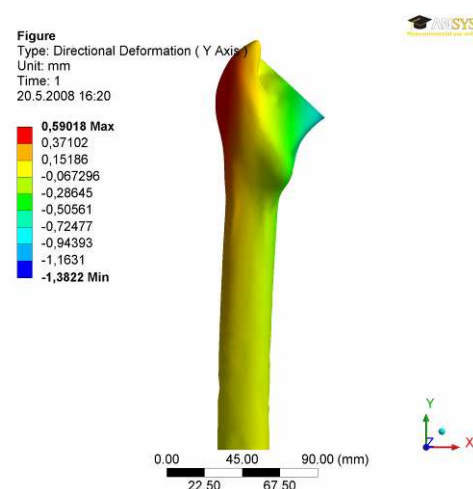
obr.12.1.2e – TEP Santori (FRICTIONAL)
vrstevnatá kost



obr.12.1.2f – TEP Proxima (FRICTIONAL)
vrstevnatá kost

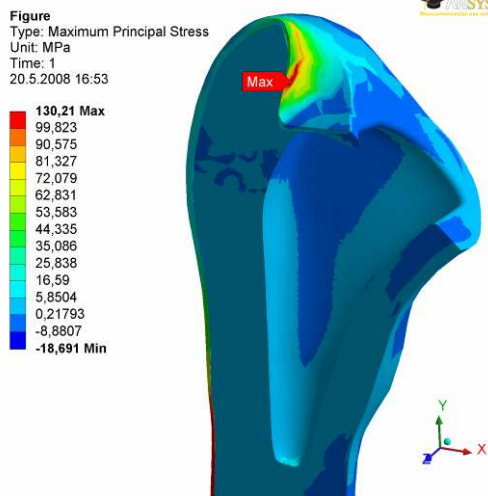


obr.12.1.2g – TEP Santori (FRICTIONAL)
Gruenovy zóny

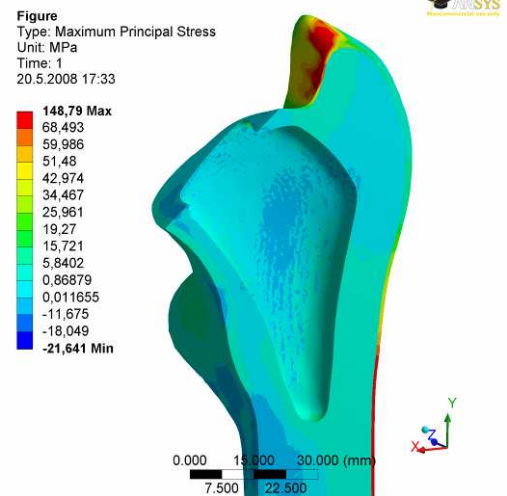


obr.12.1.2h – TEP Proxima (FRICTIONAL)
Gruenovy zóny

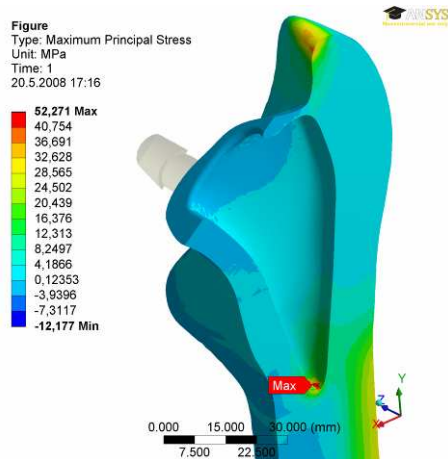
12.1.3. První hlavní napětí σ_1



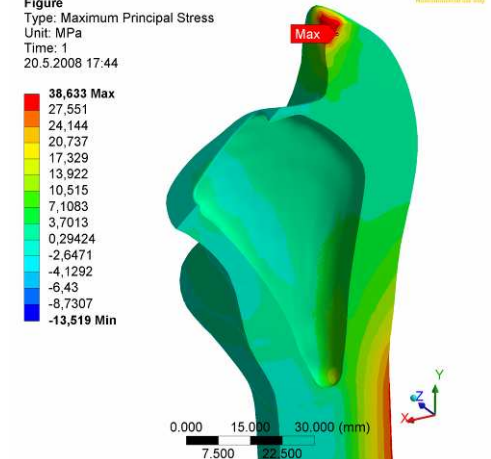
obr.12.1.3a – TEP Santori (BONDED)
vrstevnatá kost



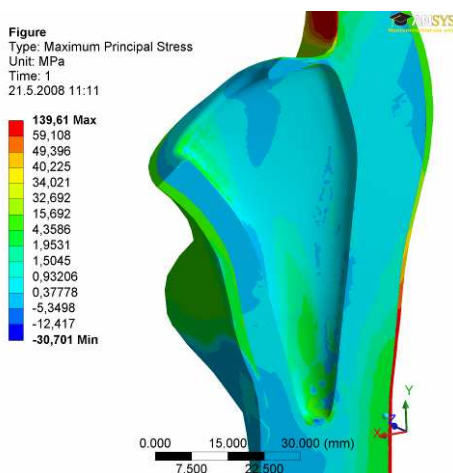
obr.12.1.3b – TEP Santori (BONDED)
vrstevnatá kost



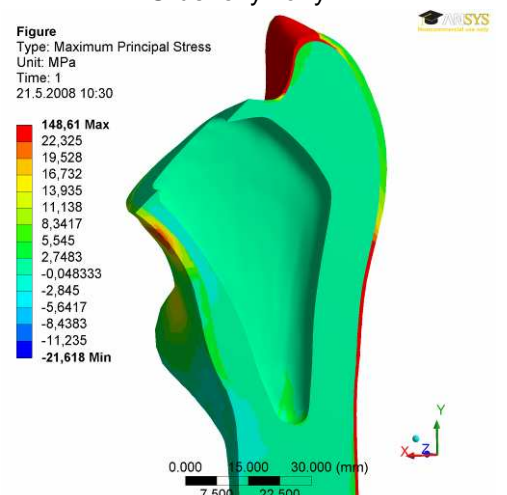
obr.12.1.3c – TEP Santori (BONDED)
Gruenovy zóny



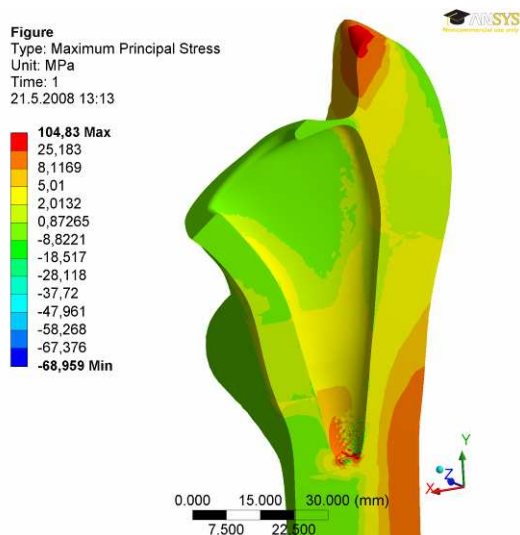
obr.12.1.3d – TEP Proxima (BONDED)
Gruenovy zóny



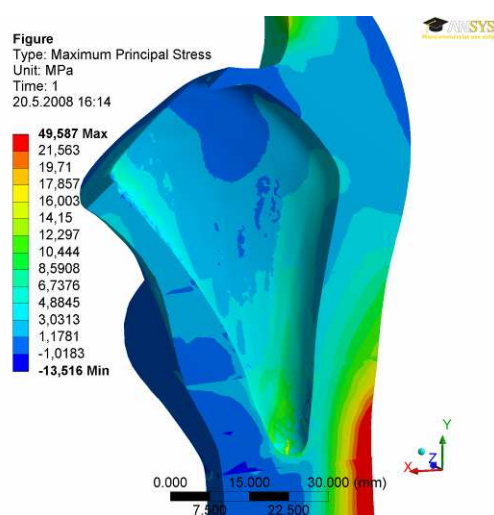
obr.12.1.3e – TEP Santori (FRICTIONAL)
vrstevnatá kost



obr.12.1.3f – TEP Proxima (FRICTIONAL)
vrstevnatá kost

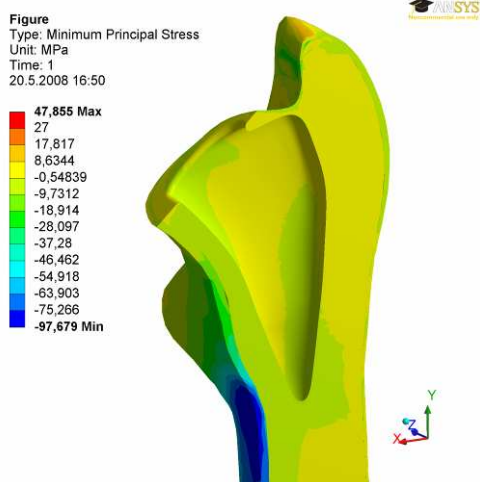


obr.12.1.3g – TEP Santori (FRICTIONAL)
Gruenovy zóny

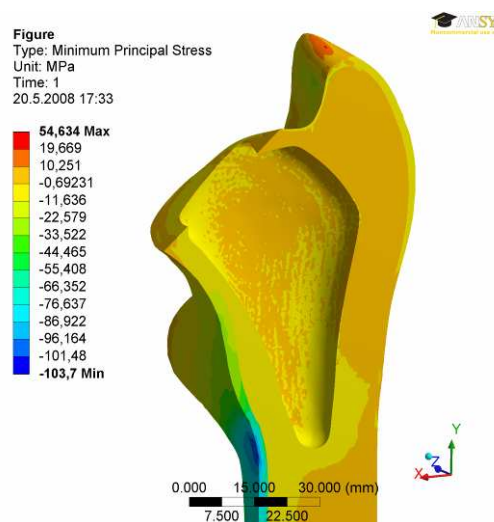


obr.12.1.3h – TEP Proxima (FRICTIONAL)
Gruenovy zóny

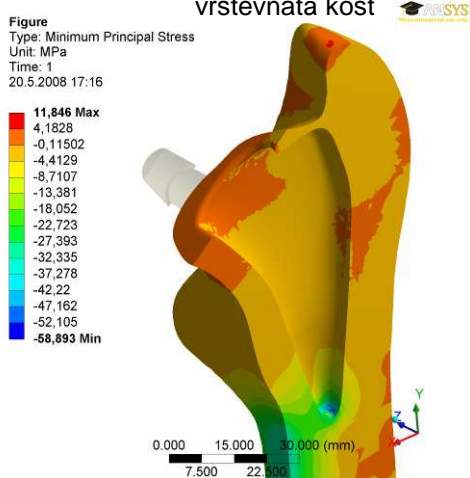
12.1.4. Třetí hlavní napětí σ_3



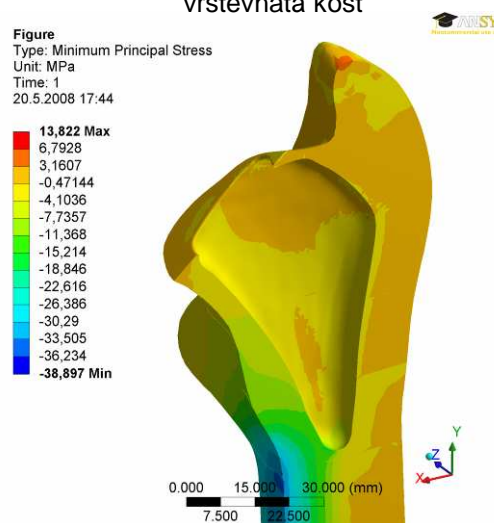
obr.12.1.4a – TEP Santori (BONDED)
vrstevnatá kost



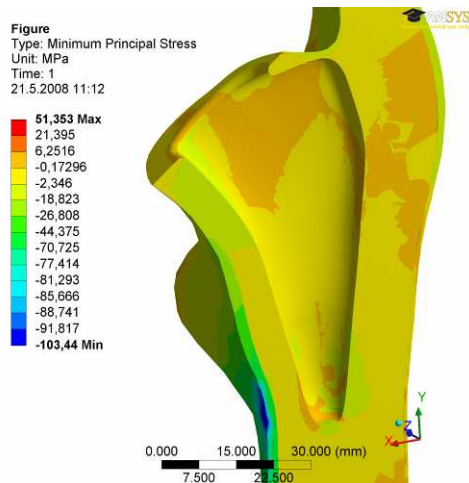
obr.12.1.4b – TEP Santori (BONDED)
vrstevnatá kost



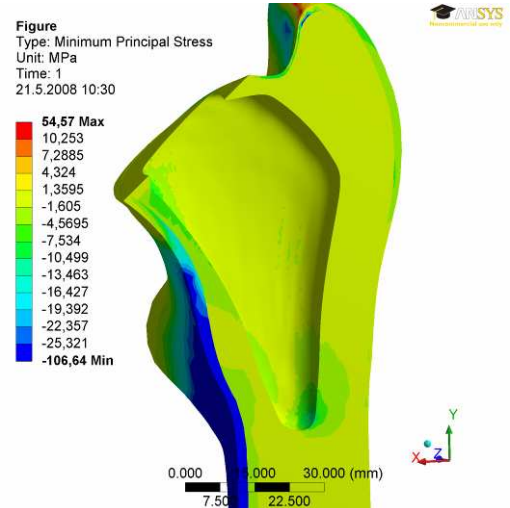
obr.12.1.4c – TEP Santori (BONDED)
Gruenovy zóny



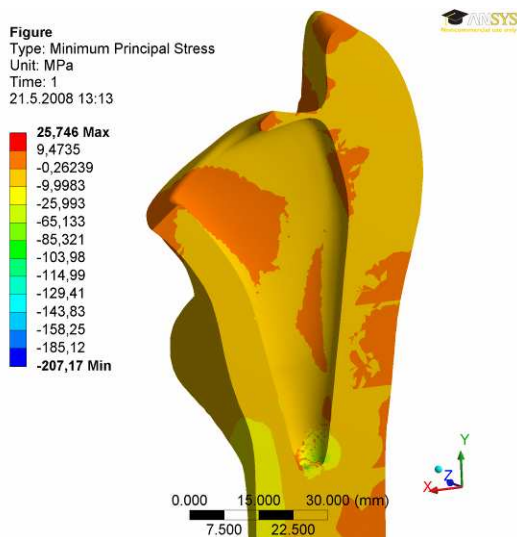
obr.12.1.4d – TEP Proxima (BONDED)
Gruenovy zóny



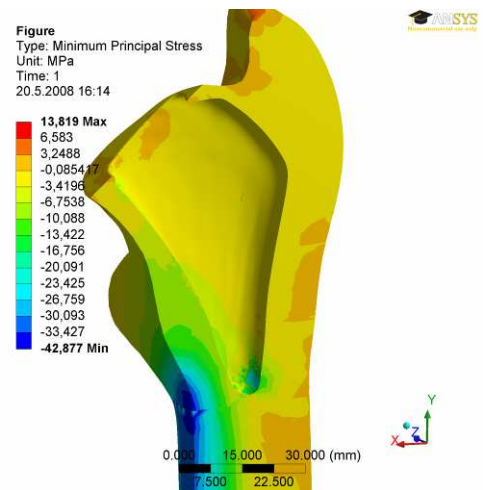
obr.12.1.3g – TEP Santori (FRICTIONAL)
Gruenovy zóny



obr.12.1.3h – TEP Proxima (FRICTIONAL)
Gruenovy zóny

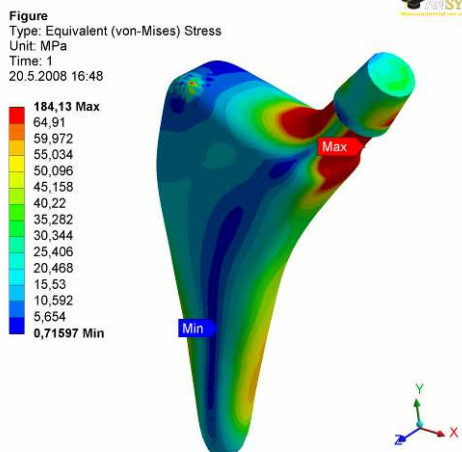


obr.12.1.3e – TEP Santori (FRICTIONAL)
vrstevnatá kost

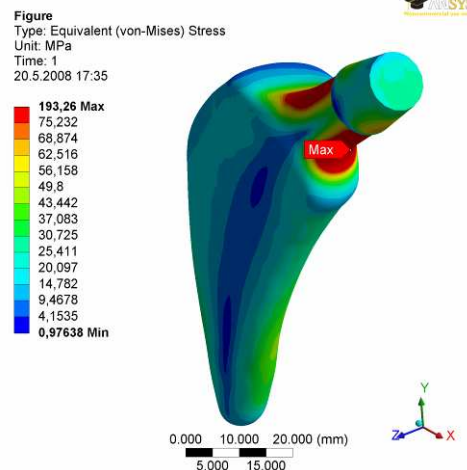


obr.12.1.3f – TEP Proxima (FRICTIONAL)
vrstevnatá kost

12.1.5. Redukované napětí HMM (TEP Santori, DePuy Proxima)

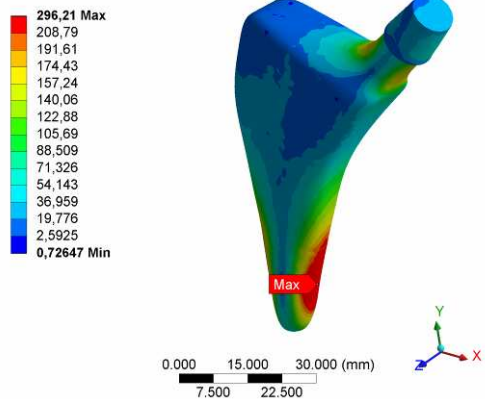


obr.12.1.5a – TEP Santori (BONDED)
vrstevnatá kost



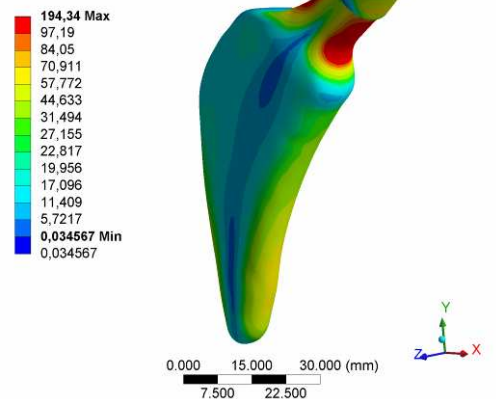
obr.12.1.5b – TEP Santori (BONDED)
vrstevnatá kost

Figure
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
20.5.2008 17:18



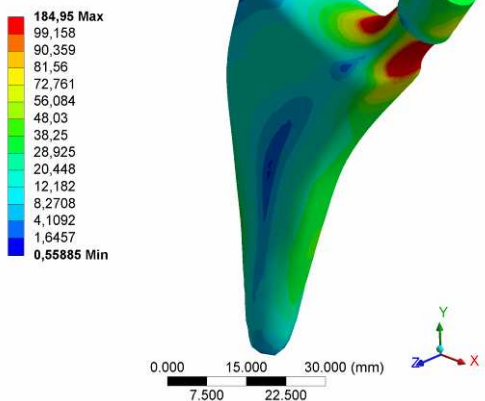
obr.12.1.5c – TEP Santori (BONDED)
Gruenovy zóny

Figure
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
20.5.2008 17:59



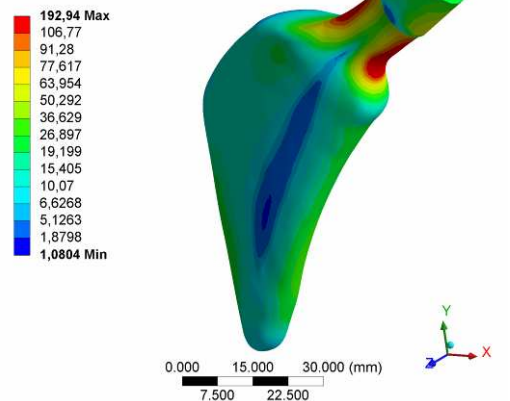
obr.12.1.5d – TEP Proxima (BONDED)
Gruenovy zóny

Figure
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
21.5.2008 11:06



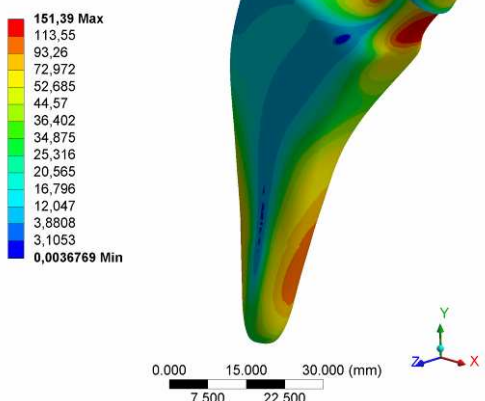
obr.12.1.5e – TEP Santori (FRICTIONAL)
vrstevnatá kost

Figure
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
21.5.2008 10:41



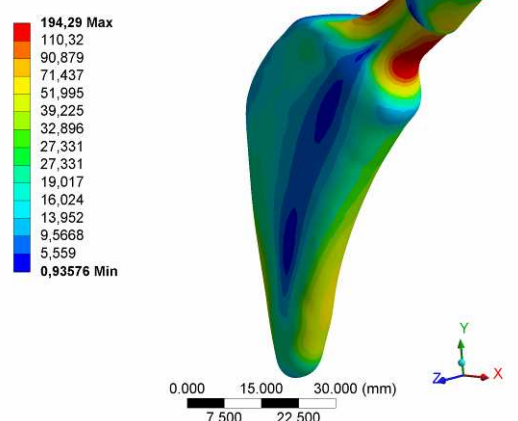
obr.12.1.5f – TEP Proxima (FRICTIONAL)
vrstevnatá kost

Figure
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
21.5.2008 13:02



obr.12.1.5g – TEP Santori (FRICTIONAL)
Gruenovy zóny

Figure
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
21.5.2008 13:37

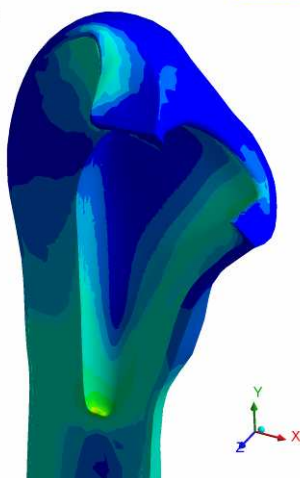


obr.12.1.5h – TEP Proxima (FRICTIONAL)
Gruenovy zóny

12.1.6. Intenzita přetvoření

Figure
Type: Elastic Strain Intensity
Unit: mm/mm
Time: 1
20.5.2008 16:50

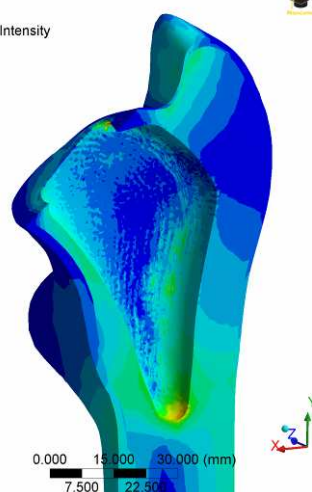
0,11835 Max
0,091669
0,080867
0,070066
0,059265
0,048463
0,037662
0,026861
0,018801
0,010742
0,0052275
0,0044778
0,0027363
0,0014234
1,3812e-5 Min



obr.12.1.6a – TEP Santori (BONDED)
vrstevnatá kost

Figure
Type: Elastic Strain Intensity
Unit: mm/mm
Time: 1
20.5.2008 17:33

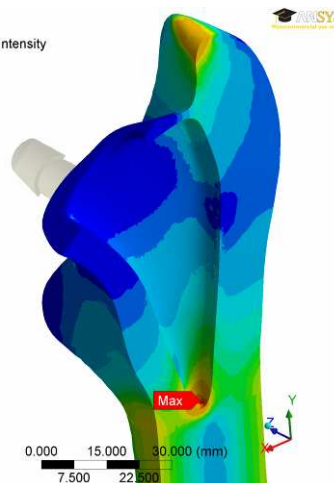
0,05285 Max
0,042061
0,037811
0,033561
0,02931
0,02506
0,02081
0,016559
0,012309
0,0080588
0,0061956
0,0042031
0,0025205
0,0013283
8,2195e-6 Min



obr.12.1.6b – TEP Santori (BONDED)
vrstevnatá kost

Figure
Type: Elastic Strain Intensity
Unit: mm/mm
Time: 1
20.5.2008 17:16

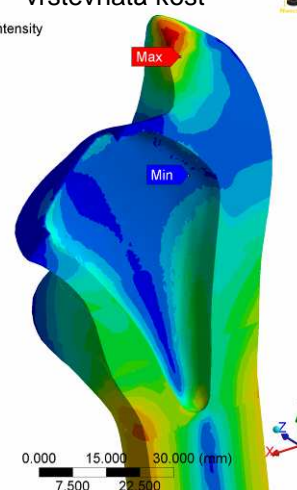
0,010051 Max
0,008334
0,005779
0,003224
0,0028872
0,0025504
0,0022136
0,0018768
0,00154
0,0012032
0,00086636
0,00052955
0,00019274
0,00011253
4,2212e-7 Min



obr.12.1.6c – TEP Santori (BONDED)
Gruenovy zóny

Figure
Type: Elastic Strain Intensity
Unit: mm/mm
Time: 1
20.5.2008 17:44

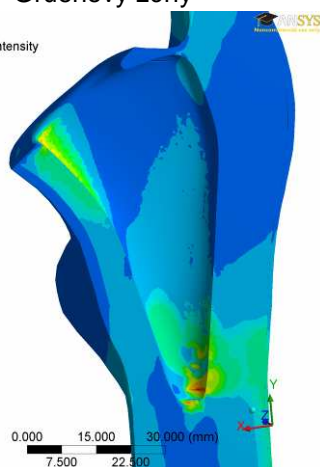
0,005246 Max
0,0040891
0,003104
0,0024849
0,0021081
0,0017312
0,001452
0,0013175
0,0010095
0,00077968
0,00054986
0,00048666
0,00032655
0,00015377
7,3419e-6 Min



obr.12.1.6d – TEP Proxima (BONDED)
Gruenovy zóny

Figure
Type: Elastic Strain Intensity
Unit: mm/mm
Time: 1
21.5.2008 11:12

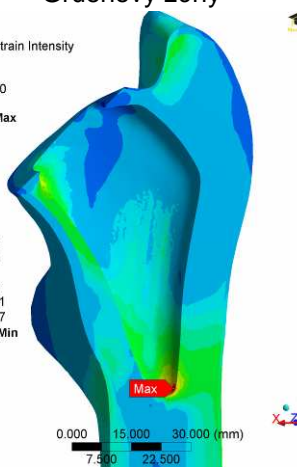
0,10609 Max
0,062138
0,046316
0,033507
0,026483
0,020438
0,015084
0,011946
0,010552
0,0080041
0,0074271
0,0068995
0,0028716
4,4445e-6 Min
4,4445e-6



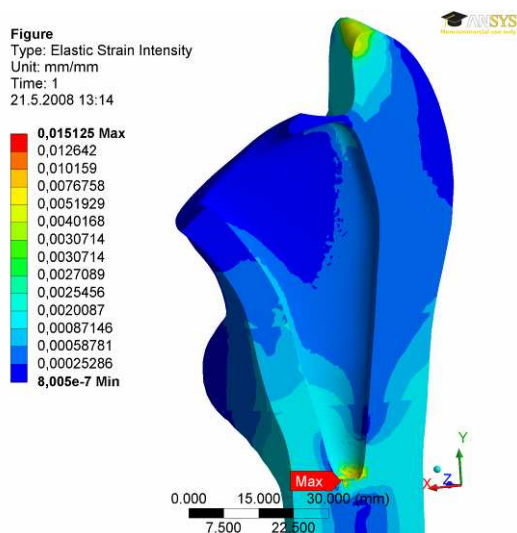
obr.12.1.6e – TEP Santori (FRICTIONAL)
vrstevnatá kost

Figure
Type: Elastic Strain Intensity
Unit: mm/mm
Time: 1
21.5.2008 10:30

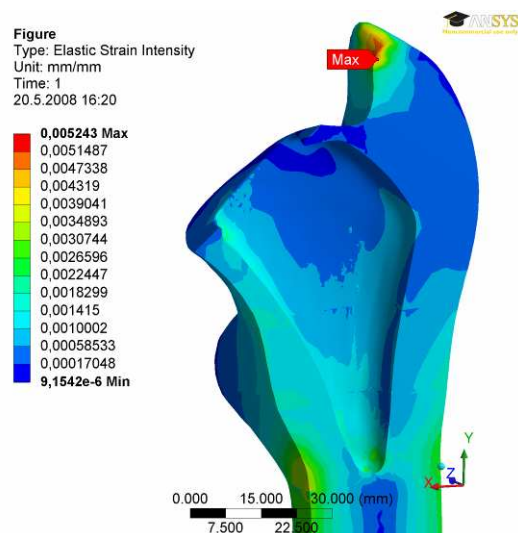
0,043388 Max
0,038979
0,034569
0,030159
0,025749
0,021339
0,01693
0,01252
0,0081102
0,0061771
0,004824
0,0037703
0,00085921
0,00010447
2,5783e-5 Min



obr.12.1.6f – TEP Proxima (FRICTIONAL)
vrstevnatá kost

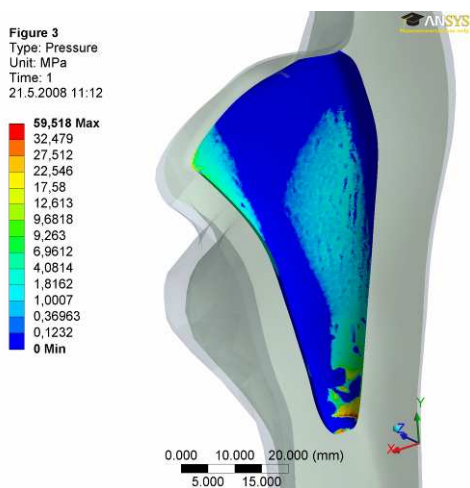


obr.12.1.6g – TEP Santori (FRICTIONAL)
Gruenovy zóny

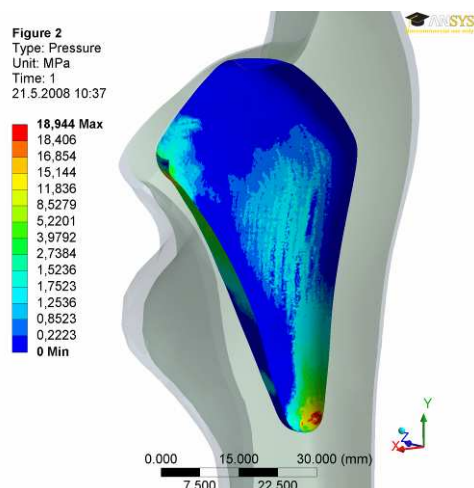


obr.12.1.6h – TEP Proxima (FRICTIONAL)
Gruenovy zóny

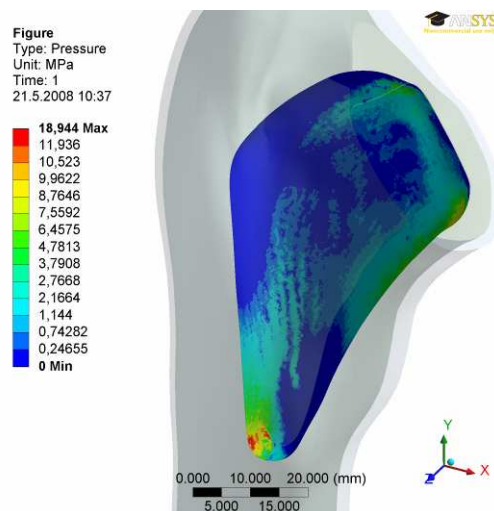
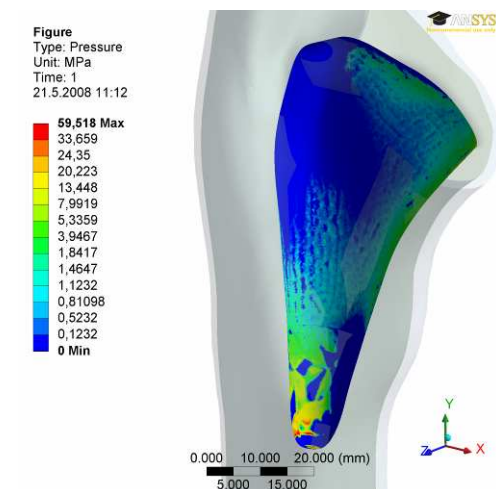
12.1.7. Kontaktní tlak (FRICTIONAL)

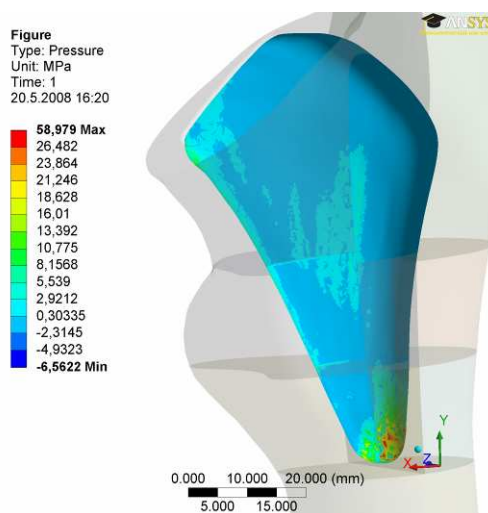
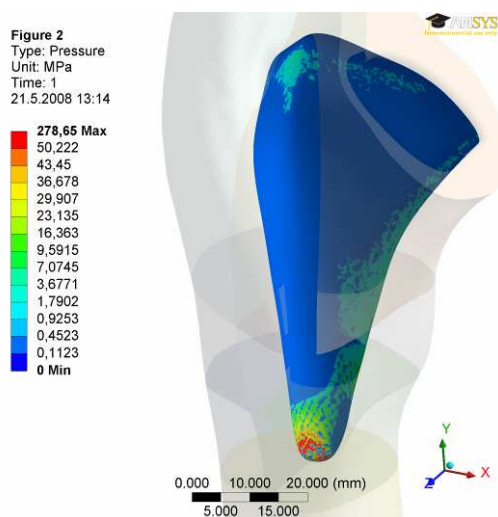
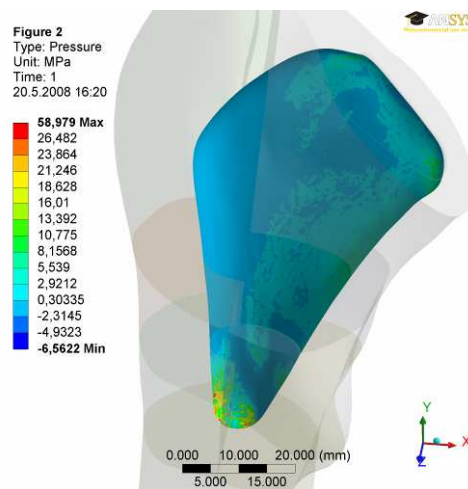
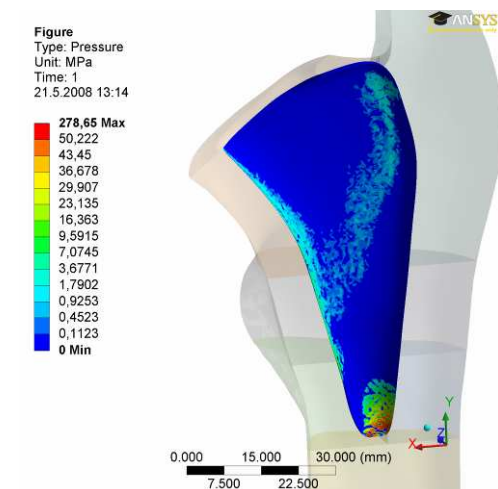


obr.12.1.7a – TEP Santori (FRICTIONAL)
vrstevnatá kost



obr.12.1.7b – TEP Proxima (FRICTIONAL)
vrstevnatá kost





obr.12.1.7c – TEP Santori (FRICTIONAL)
Gruenovy zóny

obr.12.1.7d – TEP Proxima (FRICTIONAL)
Gruenovy zóny

12.2. Analýza výsledků

Výpočet byl proveden pro dva typy kontaktních nastavení typu BONDED (slepeno) a typu STANDART (Frictional).

Z výsledků vyplývá, že nedochází k velkým rozdílům mezi kontaktním nastavením BONDED a STANDART. Tento jev je způsoben tím, že při uvažování kontaktu STANDART je brán v úvahu koeficient tření 0,4, který je poměrně vysoký.

Na obrázku 12.1.1a a 12.1.1b vidíme, že rozdíl v posuvech ve směru osy x je zanedbatelný. Zde je hodnocena TEP Santori a DePuy Proxima v případě vrstevnaté kosti. Maximální hodnota posuvu x u TEP Santori je 9,67mm a u TEP Proxima 9,71mm. Na obrázcích 12.1.1c a 12.1.1d jsou zobrazeny posuvy TEP Santori a Proxima, v tomto případě se jedná o Gruenovy zóny. Posuvy ve směru osy x dosahují maximální hodnoty 3,41mm TEP Santori a 3,58mm u TEP Proxima. U všech výsledků jsou vidět extrémní hodnoty v místě velkého trochanter. Rozdíl posuvů ve směru osy x mezi vrstevnatou kostí a modelem Gruenových zón je zapříčiněn odlišnými hodnotami modulu pružnosti E. U vrstevnaté kosti tvoří převážnou část spongiózní kost ($E=500\text{MPa}$). U Gruenových zón se modul pružnosti pohybuje v rozmezí 6693MPa až 15207 Mpa.

Pro posouzení deformačně napěťových charakteristik byla vykreslena první hlavní a třetí hlavní napětí (σ_1 a σ_3). Extrémní hodnoty dosahuje první hlavní napětí σ_1 v místě úponu svalů (velký trochanter) a dále v místě uložení (distální část femuru), kde je zamezení posuvů, což je patrné z obrázků 12.1.3a,b,d,f. Extrémní hodnoty σ_1 jsou obdobné u obou TEP. U vrstevnaté kosti se pohybujeme v rozmezí přibližně -20MPa až 140MPa, u Gruenových zón -12MPa až 38MPa respektive 52MPa. Napětí v kosti v místě implantace TEP je podstatně nižší, přibližně -7MPa až 20MPa u Gruenových zón a -15 až 25MPa u vrstevnaté kosti. Na obrázcích 12.1.3a a 12.1.3b je vidět, že největší zatížení přenáší kortikální kost, tato skutečnost je očekávána, kortikální kost představuje tužší část kosti. Třetí hlavní napětí σ_3 dosahuje extrému v oblastech tlakového ohybového namáhání. V případě modelu vrstevnaté kosti v důsledku vyšší hodnoty modulu pružnosti kortikály jsou v dané oblasti vyšší hodnoty i u třetího hlavního napětí (obr.12.1.4a, b, g, h).

Redukované napětí HMH bylo vykresleno z důvodu porovnání jednotlivých typů výpočtových modelů TEP Santori a DePuy Proxima. Na obrázku 12.1.5a a 12.1.5b vidíme vedle sebe srovnání TEP Santori a TEP Proxima při uvažování vrstevnaté kosti a kontaktního spojení BONDED. Extrémní hodnoty napětí u obou TEP jsou velmi podobné (TEP Santori max.184MPa a TEP Proxima 193MPa). Ze zobrazených výsledků je patrné, že maximální hodnoty napětí jsou v místě krčku dřívku TEP a dále je více namáhána jeho

distální část. Tuto skutečnost potvrzují i zkušenosti s klasickými TEP. Na obrázku 12.1.5c a 12.1.5d vidíme srovnání TEP Santori a TEP Proxima v případě modelu Gruenových zón. Zde je vidět velký rozdíl maximálních hodnot redukovaného napětí. U TEP Santori dosahuje kritická hodnota 296MPa, u TEP Proxima 194MPa. Zajímavostí je, že maximální hodnota u TEP Santori není v místě krčku dřiku TEP, ale v místě distální části. Tento výpočtový model by si zasloužil podrobnější rozbor, neboť v případě uvažování kontaktu STANDART extrémní hodnota výrazně klesne (asi na polovinu 151MPa). Je zajímavostí, že maximální hodnoty TEP Proxima se v jednotlivých případech výpočtu o mnoho neliší, kdežto TEP Santori v případě vrstevnaté kosti a Gruenových zón ano. Vyjma výpočtového modelu TEP Proxima (obr.12.1.5c) se kritické hodnoty napětí pohybují v rozmezích přibližně od 185MPa do 195MPa. Tyto hodnoty jsou příznivé, neboť se u slitiny titanu Ti-6Al-4V udává mez kluzu $\sigma_k = 825\text{MPa}$. Ovšem je nutno brát v úvahu, že počítáme s postojem člověka na jedné noze, v případě chůze nebo namáhavějšího pohybu mohou tyto hodnoty několika násobně narůst. TEP typ Santori i typ DePuy Proxima by ale měla z pevnostního hlediska vyhovovat.

Pokud je orgán imobilizován, snižuje se výrazně jeho pevnost a poddajnost a naopak opakovaným zatěžováním s dostatečnou intenzitou je možné předcházet poruchám remodelace. Tato formulace platí i v případě implantace TEP, kdy je nutné kostní tkáň po operaci mírně zatěžovat, aby nedocházelo k poruše metabolismu kosti včetně remodelace.

Pro zhodnocení ovlivnění metabolismu proximální části femuru byla vykreslena intenzita přetvoření. Na obr.12.1.6a a 12.1.6b vidíme hodnoty intenzity přetvoření jak u TEP Santori, tak u TEP Proxima pro případ vrstevnaté kosti. Z obrázků je zřejmé že maximální hodnoty intenzity přetvoření jsou v místě distální části dřiku TEP, tato skutečnost je ovlivněna tím, že není počítáno s dutinou femuru. Maximální hodnota u TEP Santori je 0,11 , kdežto hodnota maxima u TEP DePuy Proxima dosahuje 0,05 , což je přibližně o polovinu menší než u TEP Santori. Ovšem z obrázků 12.1.6a a 12.1.6b je zřejmé, že v oblasti Adamsova oblouku je přetvoření menší než v části distální. Na obrázcích 12.1.6c a 12.1.6d vidíme hodnoty intenzity přetvoření pro případ Gruenových zón. Maximální hodnoty se pohybují o řád níže než v případě vrstevnaté kosti, tzn. Maximální hodnota u TEP Santori je 0,01 a u TEP DePuy Proxima 0,005. Opět je ale z obrázků zřejmé, že v oblasti Adamsova oblouku dosahuje intenzita přetvoření minimální hodnoty. Při nastavení kontaktní dvojice na STANDART (FRICTIONAL) jsou si extrémní hodnoty přetvoření velmi podobné. Jako výchozí stav pro zhodnocení intenzity přetvoření můžeme brát v úvahu případ TEP DePuy Proxima (vrstevnatá kost obr.12.1.6f), kdy se dá hovořit o pooperačním stavu pacienta. TEP Santori lze hodnotit s nadhledem, neboť model geometrie byl uvažován na nižší úrovni

modelování. Z těchto výsledků vyplývá, že k poruchám remodelace u krátkých TEP může docházet v oblasti Adamsova oblouku.

Pro kontaktní nastavení STANDART byly vykresleny kontaktní tlaky obou TEP. Na obrázcích 12.1.7a a 12.1.7b vidíme Maximální hodnoty kontaktních tlaků se pohybují v distální části neanatomické dutiny. Tyto hodnoty dosahují při uvažování vrstevnaté kosti u TEP Santori 59MPa a u TEP DePuy Proxima 19MPa, rozložení tlaků v dutině femuru se ale pohybuje v rozmezí 1 až 5MPa. Při uvažování Gruenových zón maximální hodnoty tlaků jsou velmi vysoké, zejména u TEP Santori je tato hodnota 278MPa, v dutině kosti ale tato hodnota výrazně klesne, opět na hodnoty v řádech jednotek Pascalů. U TEP DePuy Proxima maximální hodnota tlaku dosáhne hodnoty 59MPa, v dutině kosti ale opět vidíme podstatně nižší hodnoty přibližně od 0,5MPa do 4 MPa. Podrobnější výpočet kontaktních tlaků je možné realizovat s velmi jemnou sítí, jejímž důsledkem je velké množství elementů. Tento výpočtový model vyžaduje vysoké hardwarové požadavky, které nebyly k dispozici.

13. ZÁVĚR

Cílem diplomové práce byla deformačně napěťová analýza TEP typu Santori. V průběhu práce byla zároveň provedena i deformačně napěťová analýza TEP typu DePuy Proxima, neboť TEP Proxima vychází z typu Santori. Byl vytvořen model geometrie proximální části femuru ve dvou podobách materiálových charakteristik, jak vrstevnaté kosti, tak Gruenových zón. Pomocí těchto modelů geometrie byl vytvořen výpočtový model obou TEP. Řešeny tak byly 4 výpočtové modely pro nastavení kontaktního spojení BONDED a STANDART (Frictional). Cíle diplomové práce byly splněny ve všech bodech zadání.

Nejslabší místo obou TEP se jeví v místě krčku dříku. Toto místo je v praxi opravdu kritickou oblastí u všech TEP. Ovšem u žádné výpočtové varianty nedošlo k překročení meze kluzu. Z těchto poznatků lze vyvodit, že TEP Santori i DePuy Proxima je z pevnostního hlediska navržena správně.

Srovnání obou TEP může vyhodnotit podle intenzity přetvoření. Z výsledků je patrné, že endoprotéza DePuy Proxima v tomto ohledu vykazuje lepší výsledky, neboť pravděpodobně bude docházet k remodelaci kosti ve obsáhlejší části neanatomické dutiny. Místa kde by mohlo docházet k inkretizaci (odumírání) kosti je distální část dutiny (Adamsův

oblouk). Navíc je možné se přiklonit k faktu, že data TEP DePuy Proxima vycházely z reálné TEP.

Tato práce otevřela řadu zajímavých otázek, například by bylo zajímavé srovnání i s TEP klasického typu. Také by bylo zajímavé pracovat s daty reálné endoprotézy Santori, která nebyla k dispozici.

14. POUŽITÁ LITERATURA

- [1] Čihák, R.: Anatomie 1. Praha, Avicenum, 1987
- [2] Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D.: Základy ortopedie, Triton 2001
- [3] Valenta, J.: Biomechanika člověka, svalově kosterní systém, Díl2, Praha, Vydavatelství ČVUT, 1997
- [4] Sinělnikov, R. D.: Atlas anatomie člověka I, Avicenum, Praha, 1980
- [5] Pavel Dungal a kolektiv: ORTOPEDIE, vydavatelství Grada, 2005
- [6] Valenta j. a kol.: Biomechanika, Academia, Praha, 1985
- [7] Toldt Hochstetter: Anatomischer Atlas, vydáno 1948
- [8] Florian, Z., Přednášky z biomechaniky II
- [9] Produktový leták firmy Johnson & Johnson – DePuy Proxima, vydáno 2007
- [10] Hudec, J., Disertační práce: Analýza mechanické interakce mezi totální endoprotézou a lemorem, obhájeno 2002
- [11] Albanese C.V., Rendine M., Palma F., Impagliazzo A., Falez F., Postacchini F., Villani C., Passariello R., Santorin F.S.: Bone remodelling in THA: A komparative DXA scan study between conventional implants and a new stemless femoral component. A preliminary report., Hip international, Vol. 16 S-3 2006 January-March, Milano
- [12] Přemysl Janíček,: Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky hledání souvislostí, vydáno 2008-05-18
- [13] Nemocniční speciál – číslo 7 ročník 2
- [14] <http://old.lf3.cuni.cz/ustavy/anatomie/atlas/osteologie/femur.html>
- [15] <http://www.quido.cz/Objevy/endoproteza.htm>

- [16] http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/dk_stehno_kycelni.php
- [17] http://www.medicina.cz/verejne/clanek.dss?s_id=6119&s_rub=311&s_sv=1&s_ts39557,5937268519
- [18] ANSYS Help
- [19] <http://shop.ben.cz/cz/250422-ortopedie.aspx>
- [20] Bc. Martin Cenek: Deformačně napěťová analýza TEP kyčelního kloubu Howmedica, Diplomová práce, V UT FSI Brno, 2007
- [21] <http://www.orthes.cz/ortopedie.htm>
- [22] NÁVRAT, T. Deformačně-napěťová analýza kyčelního kloubu s aplikovanou povrchovou náhradou. Deformačně-napěťová analýza kyčelního kloubu s aplikovanou povrchovou náhradou, Vědecké spisy vysokého učení technického v Brně, Edice PhD Thesis. Brno. 2005. (31 p.). ISBN 80-214-2861-9, ISSN 1213-4198.
- [23] Santori, Custom Made Prosthesis (1995), prezentace získána od pana Ing. Grolíka, zástupce firmy Johnson&Johnson
- [24] <http://www.titaniumcentral.com/content/materials/titanium/overview.htm>

15. SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

15.1. Použité symboly

E [Pa]	Modul pružnosti v tahu
μ [-]	Poissonovo číslo
a [mm]	Výška těžiště úponu středního svalu hýžděového (<i>musculus gluteus medius</i>) od středu hlavice kosti stehenní (<i>caput femoris</i>) ve směru vertikálním (osa y)
b [mm]	Vzdálenost těžiště úponu středního svalu hýžděového (<i>musculus gluteus medius</i>) od středu hlavice kosti stehenní (<i>caput femoris</i>) v směru horizontálním (osa z)
c [mm]	Vzdálenost těžiště úponu středního svalu hýžděového (<i>musculus gluteus medius</i>) od osy symetrie člověka – ve směru horizontálním (osa z)
l [mm]	Výška volné dolní končetiny (od podložky až po střed hlavice kosti stehenní (<i>caput femoris</i>))
F_G [N]	Síla způsobená tíhou člověka

F_{GDK} [N]	Síla způsobená tíhou dolní končetiny
F_{KX} [N]	Síla v kyčelním kloubu působící ve směru osy x
F_{KY} [N]	Síla v kyčelním kloubu působící ve směru osy y
F_s [N]	Síla od svalů
α [°]	Úhel jež svírají svaly s osou y
m_i [kg]	Hmotnost počítaného segmentu
B_0 [kg]	Experimentálně zjištěný koeficient množinové regrese
B_1 [-]	Experimentálně zjištěný koeficient množinové regrese
B_2 [kg · cm-1]	Experimentálně zjištěný koeficient množinové regrese
m [kg]	Celková hmotnost člověka
v [cm]	Výška člověka
m_n [kg]	Hmotnost nohy
m_b [kg]	Hmotnost bérce
m_s [kg]	Hmotnost stehna
m_{DK} [kg]	Hmotnost dolní končetiny
x_T [mm]	Souřadnice těžiště ve směru osy x
y_T [mm]	Souřadnice těžiště ve směru osy y
F_K [N]	Síla působící v kyčelním spojení
β [°]	Úhel, který svírá síla F_K s osou y
σ_k [MPa]	Mez kluzu

15.2. Použité zkratky:

TEP	totální endoprotéza
MKP	metoda konečných prvků
RTG	rentgen (rentgenový snímek, rentgenové vyšetření)
CT	computer tomografy – počítačová tomografie